

19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 195 21 060 A 1

51 Int. Cl.⁶:
F 16 M 11/12
F 16 M 11/14
A 61 G 13/10
A 61 B 19/00

21 Aktenzeichen: 195 21 060.3
22 Anmeldetag: 9. 6. 95
43 Offenlegungstag: 12. 12. 96

DE 195 21 060 A 1

71 Anmelder:
Richard Wolf GmbH, 75438 Knittlingen, DE

74 Vertreter:
H. Wilcken und Kollegen, 23552 Lübeck

72 Erfinder:
Radermacher, Klaus, Dipl.-Ing., 52062 Aachen, DE;
Rau, Günter, Prof. Dr.rer.nat., 52062 Aachen, DE

58 Entgegenhaltungen:
DE 41 42 634 C1
DE-AS 10 06 254
DE 42 20 177 A1
DE 40 23 311 A1
DE 30 37 078 A1

DE 42 02 922
US 48 63 133
US 48 07 618
EP 04 86 999 A2
EP 02 93 760 A3
WO 91 15 707
JENDRITZA, D., JANOCHA, H.: Muskeln der Mikro-
elektronik, In: elektrotechnik, 75, H.4, 14.4.93;

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Haltearmsystem, insbesondere für chirurgische Instrumente, mit Armsegmenten und Klemmvorrichtungen zum Arretieren der Armsegmente

57 Die Erfindung betrifft eine Klemmvorrichtung zur reib-schlüssigen Arretierung eines translatorisch und/oder rota-torisch beweglichen Glieds, z. B. eines Kugelgelenks, mittels eines auf das Glied einwirkenden piezoelektrischen Aktua-tors. Ein aus Haltearmsegmenten, einem Tischstativ und einer Operationstischbefestigung bestehendes Haltearmsys-tem ist durch Betätigung der Aktuatoren in den Armseg-menten mittels an die Aktuatoren angelegter elektrischer Spannungssignale aktiv arretierbar/entarretierbar und kann somit, zum Beispiel computergesteuert, willkürlich in einem definierten Raumbereich nach allen Richtungen bewegt werden. Am distalen Ende dieses Universalhaltearmsystems können die verschiedensten Endeffektoren, z. B. Wundha-kensysteme, Zangen und sonstige chirurgische Standardin-strumente, Endoskopoptiken mit oder ohne Kameras, Lage-rungsschienen für Extremitäten und Aufnahmevorrichtungen für diverse Bestecke bis hin zu OP-Mikroskopen und OP-Leuchten, angebracht und in definierter, veränderbarer Lage gehalten werden.

DE 195 21 060 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Klemmvorrichtung zur reibschlüssigen Arretierung eines translatorisch und/oder rotatorisch beweglichen Glieds, Armsegmente für ein Haltearmsystem, insbesondere zum Halten chirurgischer Instrumente, sowie ein solches Haltearmsystem.

Im Rahmen von ergonomischen Analysen des Arbeitssystems "Operationssaal für minimalinvasive Chirurgie" wurden insbesondere beim assistierenden Operateur hohe Anteile belastender statischer Haltearbeit nachgewiesen. Diese resultiert überwiegend aus dem Fehlen oder der mangelhaften Gestaltung geeigneter Hilfsvorrichtungen zur Übernahme statischer Haltearbeit. Beispielsweise werden mit Videokameras bestückte Endoskopoptiken vom Assistenten auf Anweisung des Operateurs geführt und über einen großen Zeitraum der Operationsdauer möglichst ruhig gehalten. Ermüdungserscheinungen führen zu einem unbeabsichtigten "Wandern" und "Zittern" des Endoskopbildes. Ähnliches gilt auch für das Halten von Organteilen mit Hilfe von Zangen oder Wundhakensystemen. Länger dauernde statische Haltearbeit mit Haltekräften von mehr als 15% der Maximalkraft wirken ermüdend und damit leistungsmindernd.

Ein weiterer Aspekt ist die zeitliche und betragsmäßige Begrenzung einer vom Haltearmsystem bzw. dem Endeffektor des Systems auf ein biologisches Gewebe ausgeübten Kraft bzw. des auf die Applikationsfläche durch die Kraft ausgeübten Drucks. Unphysiologisch hohe Druckbelastungen können zu Ischämien und schließlich zu irreversiblen Gewebeschädigungen führen. Die zulässigen Kräfte sind abhängig vom jeweiligen Gewebe, der Form des Endeffektors und der Anwendungsdauer.

Abhilfe können zweckmäßige Haltearmsysteme schaffen. Im Stand der Technik lassen sich prinzipiell drei Hauptgruppen von Haltearmsystemen unterscheiden:

- Spezialhaltearmsysteme, die annähernd konstante Haltekräfte aufbringen;
- passive Universalhaltearmsysteme für variable Haltekräfte;
- Manipulatorsysteme zum aktiven Positionieren und Halten eines Endeffektors, z. B. nach Art eines Roboterarms.

Bei Spezialhaltearmsystemen handelt es sich zumeist um gewichtsmäßig austarierte Systeme. Als Beispiele seien zahnärztliche Haltearmsysteme zum Halten des angetriebenen Bohrers, Operationsmikroskophaltearmsysteme, Systeme zum Halten von Operationslampen und zum Halten von Monitoren angeführt. Kleine Schwankungen der Gesamtgewichtskraft oder kleine von außen einwirkende Kräfte werden durch eine passive Arretierung (innere Reibung, die auch beim Positionieren überwunden werden muß) oder durch eine aktive Arretierung mittels elektromagnetischer Bremsen aufgefangen.

Zum Beispiel beschreibt die DE-C-41 42 634 ein Operationslampendeckenstativ, das ein Federsystem zum Austarieren des Leuchtenkörpers und eine zusätzliche Arretiervorrichtung aufweist, die auf der Basis einer elektroviskosen Flüssigkeit arbeitet. Durch das Anlegen einer Spannung kann die Viskosität der Kupplungsflüssigkeit einer in einem rotorischen Gelenk montierten Kupplung variiert werden. Solche Vorrichtungen sind jeweils für einen speziellen Endeffektor wie etwa den Bohrer des Zahnarztes ausgelegt. Die zu haltenden Gewichtskräfte sind dabei nur durch die Trägheitskräfte beim Bewegen der entsprechenden Massen begrenzt.

Von Universalhaltearmsystemen werden unterschiedliche Endeffektoren gehalten. Hier ist maximal nur eine Austarierung der Gewichtskräfte der einzelnen Armsegmente möglich und sinnvoll, da die Endeffektoren und die jeweiligen Reaktionskräfte prinzipiell verschieden sind. Während die Spezialhaltearmsysteme an besonderen Haltebasen, Haltesäulen oder an der Decke befestigt sind, werden die Universalhaltearmsysteme praktisch ausnahmslos an den Standardklemmschienen des Operationstisches befestigt.

In der medizinischen Anwendung können folgende Universalhaltearmsysteme unterschieden werden:

- mit passiver Arretierung z. B. nach Art eines Spiralarms (Schwanenhals) oder eines Kugelkettenarms mit passiver Vorspannung;
- mit aktiver Arretierung ohne Hilfsenergie mit einzeln zu bedienenden Schraubklemmen oder mit zentraler Dreharretierung;
- mit aktiver Arretierung mit Hilfsenergie (EP-A-3 0293 760 A3, US-A-4 863 133 sowie US-A-4 807 618.)

Universalhaltearmsysteme mit passiver Arretierung werden durch eine innere Verklemmung der Gelenkelemente arretiert. Die sich ergebenden Haltekräfte sind Reibkräfte, die beim Bewegen des Armes überwunden werden müssen. Konstruktionsbedingt lassen sich bei solchen Universalhaltearmsystemen mit passiver Arretierung nur geringe Haltekräfte erzeugen, die nur ausreichend sind für das Halten leichter Instrumente, beispielsweise monokulare Endoskopoptiken. Ein Vorteil solcher Universalhaltearmsysteme mit passiver Arretierung ist die gute Einhandbedienbarkeit und die einfache und filigrane Konstruktion. Der Nachteil liegt insbesondere in den relativ geringen Haltekräften, so daß sie zum Halten von schwereren Endoskopen oder Wundhaken nicht geeignet sind. Ein weiterer Nachteil liegt im elastischen Rückfedern der Arme nach dem Loslassen. Dadurch ist eine Feinpositionierung einer Endoskopoptik nicht möglich.

Universalhaltearmsysteme mit aktiver Arretierung ohne Hilfsenergie sind robuste und für viele Anwendungen mit niedriger Betätigungsrate gut geeignete Vorrichtungen, die zum Teil sehr hohe Haltekräfte erzeugen können. Für die Anwendung am Operationstisch sind insbesondere Haltearmsysteme mit zentraler Dreharretierung vorteilhaft, weil das gesamte System mit einem Handgriff arretiert werden kann.

Systemspezifische Nachteile solcher Haltearmsysteme liegen darin, daß die Schritte des Positionierens und Arretierens eines Endeffektors nur beidhändig erfolgen können, daß durch das gleichzeitige Lösen von bis zu sieben Freiheitsgraden die Notwendigkeit einer beidhändigen Manipulation eine Feinpositionierung erschwert

wird und daß schließlich beim Arretieren einer Flügelschraube des zentralen Gelenkblocs eventuell nachgegriffen werden muß.

Aus diesem Grund werden Endeffektoren, die im Laufe eines Eingriffes häufig neu positioniert werden müssen, wie z. B. Endoskopoptiken, Zangen oder Wundhaken, heute noch meist von assistierenden Operateuren gehalten.

Für die Orientierung und das dreidimensional koordinierte Arbeiten des Operateurs oder der Operateure ist von besondere Bedeutung, daß die Aufmerksamkeit des Operateurs auf das Operationsfeld konzentriert bleiben kann. Durch Abwenden des Blicks des Operateurs vom OP-Situs kann eine vom Operateur individuell selektierte, "virtuelle" Leitstruktur verloren gehen und muß vor der Fortsetzung der Operation neu aufgebaut werden. Auch aus diesem Grunde wird in neuerer Zeit immer mehr die Forderung nach einem Universalhaltesystem mit aktiver Arretierung mittels Hilfsenergie gestellt.

Das erste kommerziell erhältliche Universalhaltesystem ist im US-Patent 4 807 618 beschrieben. In ein Armsegment ist jeweils ein pneumatischer Spezialaktuator eingebaut, welcher eine aktive Arretierung/Entarretierung eines im Armsegment befindlichen Kugelgelenks bei Zufuhr von Druck von einer separaten Druckluftquelle bzw. bei Freigabe des Drucks ermöglicht. Die Nachteile dieses Systems werden insbesondere darin gesehen, daß eine separate Druckluftquelle notwendig ist, daß die beim Entriegeln freiwerdende Druckluft aus dem OP-Feld zurückgeführt werden muß, daß die Handhabung des Haltearmsystems innerhalb des Operationsfeldes sehr schwierig ist, da die Armsegmente zu lang sind, daß durch die langen Armsegmente die elastische Nachgiebigkeit des Haltearms erhöht wird und daß bedingt durch die Pneumatik Verzögerungen beim Arretieren wie auch beim Lösen jedes Armsegments entstehen können, die den Operationsfluß verändern. Schließlich ist bei der Arretierung ein Versatz des Endeffektors um mehrere Millimeter deutlich spürbar, so daß eine Feinpositionierung z. B. einer Endoskopoptik erschwert wird.

Die linear wirkenden Druckkolben dieses Systems sind bei der in EP-A-0 486 999 offenbarten Lösung durch ringförmige Druckkolbensysteme in den Armsegmenten ersetzt. Dabei erscheinen dem Fachmann die notwendigen Drücke bzw. Flächen und die Abdichtungsprobleme sowie die Sterilisierbarkeit des Gesamtsystems fragwürdig.

Aus der EP-A-0 293 760 ist ein Universalhaltesystem bekannt, welches mit Unterdruck zur Erzeugung einer reibschlüssigen Arretierung der Gelenke arbeitet. Die Konstruktion besteht aus zwei zueinander senkrechten Schultergelenken, einem Ellbogengelenk und einem Doppelkugelgelenk. Die Entarretierung wird durch einen Druckknopfschalter im distalen Handgriff des Armes gesteuert. Der Beschreibung ist zu entnehmen, daß die Haltezustände der Armsegmente lediglich zwischen einem frei beweglichen Zustand und einem Zustand mit erhöhtem Reibwiderstand in den Gelenken umgeschaltet werden können. Ein Vorteil der Unterdruckarretierung gegenüber der Verwendung von Überdruckaktuatoren ist, daß durch das Lösen der Gelenke keine eventuell unsterile Luft in das OP-Feld gelangen kann.

WO 91/15707 beschreibt ein hydraulisch oder pneumatisch durch Überdruck arretierbares Haltearmsystem. Ferner wird darin das Konzept einer am distalen Ende fixierten, aktiv beweglichen Linearführung mit einer integrierten Rotationsachse zur Positionierung von Sonden und anderen Endeffektoren beschrieben.

Von den bekannten Haltearmsystemen sind noch solche Systeme zu erwähnen, die nach Art eines Roboterarms einen Endeffektor aktiv positionieren und halten, also Teile eines Manipulatorsystems bilden. Dabei wird generell rechnergesteuert eine Position erkannt, aktiv angefahren und mit einem in einem Rechner definierten Modell des realen Objekts, z. B. des OP-Situs, und mit Planungsdaten korreliert. Als Beispiel ist das in DE-A-42 02 922 beschriebene motorische Stativ zu nennen.

Angesichts des obigen Standes der Technik liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine Klemmvorrichtung zur reibschlüssigen Arretierung eines translatorisch und/oder rotatorisch beweglichen Glieds, ein Armsegment für ein Haltearmsystem, insbesondere zum Halten chirurgischer Instrumente, und schließlich ein Haltearmsystem unter Verwendung eines solchen Armsegmentes anzugeben, welche eine einhändige Bedienbarkeit beim Lösen, Positionieren und Arretieren, eine freie Beweglichkeit des am distalen Ende des Haltearmsystems befestigten Endeffektors im gelösten Zustand in allen sechs Raumrichtungen innerhalb des Arbeitsbereichs und eine einfache Positionierbarkeit von Armsegmenten und Endeffektoren ermöglichen. Dabei soll die Aufmerksamkeit des Operateurs möglichst wenig in Anspruch genommen werden und die Einsetzbarkeit im sterilen Bereich, die Bedienbarkeit vom sterilen Bereich aus, eine Bestückung mit unterschiedlichen Standardinstrumenten, eine intraoperative Bestückung, eine möglichst geringe Beeinträchtigung des Blickfelds des Operateurs und eine Befestigung des Haltearms an einer Standardschiene des Operationstisches möglich sein.

Die obige Aufgabe wird erfindungsgemäß durch eine Klemmvorrichtung zur reibschlüssigen eines translatorisch und/oder rotatorisch beweglichen Gliedes gelöst, die dadurch gekennzeichnet ist, daß ein auf einen Abschnitt des Glieds in Reaktion auf ein zugeführtes elektrisches Stellsignal reibschlüssig einwirkender, elektrostrikter, insbesondere piezoelektrischer Aktuator so vorgesehen ist, daß er direkt in seiner Ausdehnungsrichtung oder indirekt über Krafttrichtungslenkmittel auf den genannten Abschnitt einwirkt. Vorteilhafte Weiterbildungen dieser Klemmvorrichtung sind in den Ansprüchen 2 bis 14 angegeben.

Beispielsweise ermöglicht die erfindungsgemäße Klemmvorrichtung eine maximale Haltekraft in beliebiger Position je nach Anwendung und Ausführungsart wenigstens zwischen 5 und 50 N, der durch die Arretierung bedingte räumliche Versatz ist kleiner als 2 mm, und die Arretierung ist in maximal 100 ms und ein Lösen in 100 bis 500 ms möglich.

Ein Armsegment für ein Haltearmsystem, insbesondere zum Halten chirurgischer Instrumente, das eine solche Klemmvorrichtung verwendet, ist gemäß einer bevorzugten Ausführungsart als Kugelgelenk ausgebildet (Ansprüche 15 bis 17). Ferner kann ein solches Armsegment in einer weiteren Ausführungsart als eine Kombination eines Kugelgelenks mit einem Drehgelenk ausgebildet sein (Ansprüche 18 bis 23).

Für die Durch- oder Zuleitung der Signalleitungen durch das Armsegment können Ausführungsformen gemäß

den Ansprüchen 24 bis 17 vorgesehen sein. Eine besondere Ausführungsform eines Kugelgelenks gemäß Anspruch 28 hat den Vorteil, daß es eine einfache Verdrehsicherung enthält. Eine kostengünstige und einfache Ausführung eines aktiv arretierbaren/lösbaren Kugelgelenks ist durch die Merkmale der Ansprüche 29 bis 33 gekennzeichnet. Schließlich ist ein eines oder mehrere solche erfindungsgemäßen Armsegmente verwendendes Haltearmsystem, insbesondere zum Halten chirurgischer Instrumente am Operationstisch, im Anspruch 34 angegeben.

Weitere Merkmale und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachstehenden Beschreibung in der Zeichnung dargestellter Ausführungsbeispiele. Es zeigen

- Fig. 1 schematisch ein Ausführungsbeispiel eines mehrere Armsegmente gemäß der Erfindung enthaltenden Haltearmsystems;
- Fig. 2a bis g Ausführungsformen piezoelektrischer Aktuatoren;
- Fig. 3a und 3b Vorspannvorrichtungen für piezoelektrische Aktuatoren;
- Fig. 4a und b jeweils eine Variante einer ersten erfindungsgemäßen Ausführungsform eines Armsegments, das ein Kugelgelenk mit einer piezoelektrischen Klemmvorrichtung hat;
- Fig. 5a und b jeweils im Längsschnitt und im Aufriß eine zweite erfindungsgemäße Ausführungsform des Armsegments, das ein Kugelgelenk mit piezoelektrischer Klemmvorrichtung hat;
- Fig. 6 schematisch und teilweise geschnitten eine erfindungsgemäße Ausführungsform eines Armsegments in Form eines Kugelgelenks, das mit einer vorgespannten piezoelektrischen Klemmvorrichtung ausgestattet ist;
- Fig. 7a und b eine erfindungsgemäße Ausführungsform einer Vorrichtung zur reibschlüssigen Arretierung einer rotierenden Welle im Längsschnitt und Querschnitt;
- Fig. 8a und b schematisch eine erfindungsgemäße Ausführungsart einer Klemmvorrichtung für eine linear bewegte Stange jeweils im Längs- und im Querschnitt;
- Fig. 9 bis 17 jeweils verschiedene weitere Ausführungsarten von Klemmvorrichtungen zum reibschlüssigen Arretieren eines Kugelgelenks;
- Fig. 18 ein Haltearmsystem gemäß der Erfindung, dessen Armsegmente mit einer sterilen Umhüllung umhüllt sind;
- Fig. 19 bis 22 jeweils verschiedene Ausführungsformen einer Befestigungsvorrichtung zur Befestigung eines Haltearmsystems an einer OP-Tischschiene; und
- Fig. 23 eine Anwendung der Erfindung bei einer neurochirurgischen Armstütze.
- In Fig. 1 ist schematisch und perspektivisch eine Gesamtansicht eines pauschal mit A bezeichneten Haltearmsystems gemäß der Erfindung gezeigt. Das Haltearmsystem A ist als Ganzes mittels einer OP-Tischbefestigung a an einer Tischschiene eines Operationstisches befestigt. Die OP-Tischbefestigung a wird weiter unten in näheren Einzelheiten beschrieben.
- Ein mit der OP-Tischbefestigung a direkt an der Tischschiene des Operationstisches befestigtes Stativ b weist an seinem proximalen Ende eine Anschlußbuchse zur Aufnahme eines handelsüblichen Steckers e mit Schnellkupplungsfunktion auf. Über diesen Stecker e werden alle elektrischen Leitungen für Versorgungsspannungen und Fühl- und Befehlssignale an das System angeschlossen. Das Stativ b weist im dargestellten Ausführungsbeispiel lediglich ein distales Ende auf.
- Dieses Ende hat eine Schnittstelle zur Ankopplung eines ersten Armsegments c1 mit einer erfindungsgemäßen Klemmvorrichtung, das z. B. als Kugelgelenk ausgeführt sein kann. An das erste Armsegment c1 können sich wie dargestellt weitere Armsegmente c2, c3 anschließen, wobei die Armsegmente c2, c3 im dargestellten Beispiel ebenfalls mit erfindungsgemäßen Klemmvorrichtungen versehen sind und die Form eines Kugelgelenks haben. Das Segment c4 bildet einen Handgriff, der Bedienelemente zur Wahl des Schaltzustands der piezoelektrischen Aktuatoren der Klemmelemente aufweisen kann. Am distalen Ende des Handgriffs kann eine Schnellkupplung vorgesehen sein zur Ankopplung eines Endeffektors d oder einer Endeffektorführung. Der Endeffektor kann z. B. ein medizinisches Instrument, ein Endoskop, ein Wundhaken, eine Halteschiene für Gliedmaßen, eine Stütze oder Sonde sein.
- Fig. 1 zeigt ferner einen Fußschalter f sowie ein Steuergerät g, welches eine Spannungüberwachung, Betriebszustandsanzeigeelemente, eine sogenannte Ischämiewarnung sowie eine Schnittstelle zum Anschluß des Fußschalters aufweisen kann.
- Piezoelektrizität ist als Spezialfall der Elektrostriktion anzusehen. Beim sogenannten inversen Piezoeffekt bewirkt eine angelegte Spannung eine Verformung des Piezoelementes. Die maximal mögliche Ausdehnung des Elementes ist abhängig von der Keramiksorte, der ursprünglichen Länge und der Steifigkeit des piezoelektrischen Wandlers, der angelegten elektrischen Feldstärke und der einwirkenden Kraft.
- In unbelastetem Fall liegt die relative Längenausdehnung einer Piezokeramik bei maximalen Feldstärken von 1—2 kV/mm je nach Material und Herstellungsverfahren bei 0,1 bis 0,17%. Die für die Anwendung in den Armsegmenten interessanten piezoelektrischen Aktuatoren sind translatorische Aktuatoren und haben relative Stellwege, die in den obigen Bereich von 0,1 bis 0,17% fallen. Abhängig von der für eine maximale Kraft bzw. Ausdehnung notwendigen Ansteuerspannung unterscheidet man zwischen Hochspannungsaktuatoren, Niederspannungsaktuatoren und Mehrschichtaktuatoren. Letztere benötigen die geringste Ansteuerspannung von 5 bis 150 V. Ferner ist zwischen Stapelaktuatoren, die aus dünnen Keramikschichten mit Zwischenelektroden aufgebaut sind, und monolithischen Aktuatoren zu unterscheiden. Die Niedervolt- und insbesondere Mehrschichtaktuatoren werden aus dünneren Keramikschichten aufgebaut. Sie haben bei gleicher Höhe und Querschnittsfläche eine im Vergleich zum Hochspannungsaktor mit abnehmender Schichtdicke quadratisch anwachsende Kapazität. Monolithische Aktuatoren in den benötigten Dimensionen befinden sich zur Zeit verstärkt in der Entwicklung und Erprobung.
- Die maximal zulässige statische Belastung eines als Translator gestalteten piezoelektrischen Stapelaktuators liegt bei 90% des Maximalhubes, bei einem Stapel von 35 mm Durchmesser bei ca. 30 bis 35 kN. Während die

zulässige Belastung annähernd proportional zum Querschnitt ist, ist der Maximalhub bei der maximalen Feldstärke annähernd proportional zur Länge.

Für die Anwendung in einem Armsegment eines Haltearmsystems erfolgt die Ausdehnung des piezoelektrischen Aktuators gegen eine wegeabhängige Last. Die maximal erreichbaren Verstellwege und -kräfte sind sehr stark von einer Optimierung der Steifigkeit und der konstruktiven Gestaltung der Gelenk- und Aktuatorlagerung bzw. Einspannung abhängig.

Fig. 2a bis g zeigen gängige und prinzipiell bei der vorliegenden Erfindung verwendbare Ausführungsformen von Hochvolt- und Niedervoltaktuatoren. Die Bauformen sind in ihren Längen und Querschnitten variabel. Alle bei der Erfindung eingesetzten piezoelektrischen Aktuatoren sind durchgängig mit der Ziffer 1 bezeichnet. Bei Stapelaktuatoren 1 sind die Elektroden der einzelnen Piezokeramikscheiben seitlich über Lötstege 3 kontaktiert, an denen dann auch die Kabelanschlüsse 2 der bipolaren Spannungsversorgung angelötet sind. Zur Vergrößerung der Kriechstrecken können an beiden Stirnseiten der Aktuatoren zusätzliche, nicht aktive, keramische Isolationsendplatten 9 aufgeklebt sein. Im Ersatzbild der Fig. 2e und in allen Anwendungen der piezoelektrischen Aktuatoren ist ferner durch einen Doppelpfeil die Hauptausdehnungsrichtung des piezoelektrischen Aktuators dargestellt.

Ein Nachteil der Piezokeramikstapel ist die relativ große Empfindlichkeit gegenüber Zug- und Scherbeanspruchungen. Die aus diesem Grunde günstige mechanische Druck-Vorspannung von typischerweise 10 bis 20% der maximalen Druckbelastbarkeit hat außerdem den physikalisch bedingten Effekt einer Erhöhung der maximalen Dehnung um bis zu 20% aufgrund der Zunahme des Piezomoduls. Zur Vermeidung von Torsions- und Biegebelastungen können in Fig. 2f dargestellte Endstücke 4 zum Beispiel unmittelbar mit dem piezoelektrischen Aktuator 1 oder mittelbar über ein als Festkörpergelenk aus gebildetes Biegeelement 5 (Fig. 2) verbunden sein.

Die Fig. 3a und b zeigen Federelemente 7 zur Realisierung einer mechanischen Vorspannung, die eine Druckkraft auf den Körper des piezoelektrischen Aktuators 1 ausüben. Der Aktuator wird zwischen zwei mit dem Federelement 7 form- oder stoffschlüssig verbundenen Endplatten 6, 6' mit ca. 10—20% seiner Nennkraft vorgespannt. Wichtig ist hierbei, daß die Federsteifigkeit so abgestimmt ist, daß die Federkraft bei einer zusätzlichen Auslenkung um den Betrag des Maximalhubs des Aktuators nicht wesentlich ansteigt. Eine Einstellschraube 8 kann dazu verwendet werden, die Vorspannkraft des Federelements 7 einzustellen. Das Federelement 7 kann zur Abdichtung und mechanischen Dämpfung des Aktuators zusätzlich z. B. mit Silikonkautschuk oder einem anderen flexiblen, isolierenden Abdichtungsmittel gefüllt werden. Die in Fig. 3 gezeigten Beispiele für derartige Vorspannvorrichtungen können je nach konstruktiver Gestaltung der Klemmvorrichtungen bzw. der Armsegmente verwendet werden. Sie sind dort entbehrlich, wo eine mechanische Vorspannung in anderer Weise gewährleistet ist.

Wie weiter unten im Zusammenhang mit der Ansteuerung der Aktuatoren noch im einzelnen ausgeführt wird, kann die Piezokeramik mit bis zu 20% ihrer negativen Nennspannung (z. B. -20 V bei + 100 V Nennspannung U_n) beaufschlagt werden, ohne dabei die piezoelektrischen Eigenschaften zu verlieren. Hierdurch verkürzt sich der Aktuator in seiner durch den Doppelpfeil (Fig. 2e) dargestellten Hauptausdehnungsrichtung. Dabei darf er jedoch keinen mechanischen Zugspannungen ausgesetzt werden. Dieser Effekt kann in begrenztem Maße zur Verbesserung des Wirkungsgrades ausgenutzt werden.

Im folgenden wird abhängig von der zugeführten Stellspannung U_s zwischen folgenden Zuständen unterschieden:

"Verkürzt":	$U_s = -0,2$	$U_n = "-1"$
"Spannungsfrei":	$U_s = 0$	$= "0"$
"Ausgedehnt":	$U_s =$	$U_n = "1"$
"Variabel":	$-0,2 U_n < U_s < U_n$	$= "2"$

Für die im folgenden beschriebenen Klemmvorrichtungen bzw. Armsegmente gilt prinzipiell, daß die Vorrichtungen in Maß, Form und Proportionen von den in der Zeichnung dargestellten Ausführungen abweichen können. Es wird nur das grundsätzliche Wirkungsprinzip erläutert. Dabei sind zum Teil Details überhöht dargestellt.

Die Fig. 4a und b zeigen eine erste erfindungsgemäße Ausführungsform eines Armsegments mit einem Klemmelement zur reibschlüssigen Arretierung eines Kugelgelenks. Zwei Elemente eines Haltearmsystems sind über Verbindungsstücke 12, 12' mit dem Kugelgelenk verbunden. Die Kugel 11 des Kugelgelenks ist zwischen einer hülsenförmigen Überwurfmutter 13 mit konischem Sitz und einer Anpreßplatte 14, die der Platte 4 gemäß Fig. 2f entsprechen kann, gelagert. Bevorzugt hat die Anpreßplatte zusammen mit der Kugel 11 einen flächigen, d. h. nicht mehr punktförmigen, radialen Kraftschluß.

Die Anpreßplatte 14 ist durch einen Sicherungsstift 17 gegenüber dem topf- bzw. hülsenförmigen Aktuatorcontainer 16 (Containerhülse) gegen Verdrehen gesichert. Der Aktuator 1 ist in der Containerhülse 16 mit im wesentlichen geschlossenem Boden aufgenommen. Wenn eine elektrische Spannung geeigneter Polarität an die Kabelanschlüsse 2 gelegt wird, dehnt sich der Aktuator 1 aus und drückt die Kugel 11 über die Anpreßplatte 14 gegen den konischen Kugelsitz, der an der Überwurfmutter 13 ausgebildet ist. Dabei kommt es in Abhängigkeit von der elektrischen Feldstärke, der Steifigkeit der im Kraftschluß befindlichen Struktur, der mechanischen

Vorspannung des Aktuators 1 sowie des Kugelsitzes, der Gesamtlänge des piezoelektrischen Aktuators 1 sowie des insgesamt frei zu überbrückenden Spiels zu einer Erhöhung der zwischen der Anpreßplatte 14, der Kugel 11 und ihrem Kugelsitz wirksamen Reibkräfte und damit des vom Kugelgelenk übertragbaren Reibmomentes.

Während in Fig. 4a Spiel und Vorspannung mittels der den Kugelsitz aufweisenden Überwurfmutter 13, die mit Werkzeugaufnahmebohrungen 10 versehen ist, variabel eingestellt und durch eine Gegenmutter 15 gesichert werden können, müssen das Spiel und die Vorspannung bei der in Fig. 4b dargestellten Ausführungsform durch die Stellung der Überwurfmutter 13 relativ zur Containerhülse 16 exakt eingestellt werden und sind nicht variabel. Das Anzugsmoment sollte in beiden Fällen ein Vielfaches des zulässigen Haltemoments des Kugelgelenks sein. Zusätzliche Sicherungsmaßnahmen, wie Verkleben und Verschweißen der Überwurfmutter 13 am Aktuatorcontainer 16, sind möglich. Der Aktuator kann auch durch Einbringen von Kunststoffisulationsmasse 18, wie Silikonkautschuk, elektrisch zusätzlich isoliert und mechanisch gedämpft werden.

Die Fig. 5a und b zeigen im Längsschnitt und im Aufriß ein in Form eines Kugelgelenks in Kombination mit einem Drehgelenk ausgebildetes Armsegment mit einer erfindungsgemäßen Klemmvorrichtung. Zwei Elemente eines Haltearmsystems sind über Verbindungsstücke 12, 12' mit dem Kugel-Drehgelenk verbunden. Die Kugel 11 des Kugelgelenks ist zwischen einer hülsenförmigen Überwurfmutter 13 mit konischem Sitz und einer Anpreßplatte 14 in gleicher Art wie das Kugelgelenk gemäß Fig. 4a, d. h. mit flächiger, nicht mehr punktförmiger radialer Krafteinleitung gelagert. Die Anpreßplatte 14 ist durch einen Sicherungsstift 17 gegenüber der Containerhülse 16, die den piezoelektrischen Aktuator 1 enthält, gegen Verdrehen gesichert.

Zusätzlich zu der in Fig. 4a dargestellten Ausführung weist die Vorrichtung ein Drehgelenk und im allgemeinen zwei um 180° versetzte Seitenkerben 21 in der Überwurfmutter 13 auf. Die Seitenkerben 21 sind derart gestaltet, daß das obere Verbindungsstück 12 leichtgängig in die in Fig. 5b gestrichelt gezeichnete Lage in einer Seitenkerbe 21 gebracht werden kann. Hierdurch hat dann das Kugelgelenk mit dem in die Seitenkerbe 21 eingelegten oberen Verbindungsstück 12 eine Bewegungsfreiheit von bis zu beispielsweise 130° von der die Längsrichtung der Klemmvorrichtung angehenden Mittelachse.

Wenn das obere Verbindungsstück 12 in eine der Seitenkerben 21 eingelegt ist, kann durch die zusätzliche Drehachse des Drehgelenks das obere Verbindungsstück 12 mit der Kugel 11 zusammen mit der den Kugelsitz beinhaltenden Überwurfmutter 13, der Gegenmutter 15 und einer Gewindehülse 20 gegenüber der den Aktuator 1 enthaltenden Containerhülse 16 verdreht werden. Hierdurch ergibt sich zwischen dem oberen Verbindungsstück 12 und dem unteren Verbindungsstück 12' des Gelenkes ein fast kugelförmiger Bewegungsraum, der, wenn eines der Verbindungsstücke 12, 12' um z. B. 45° abgewinkelt ist (in Fig. 5 nicht gezeigt), tatsächlich fast 360° in alle Richtungen erreichen kann. Wenn Kabel über das Gelenk hinweg geführt werden müssen, kann zweckmäßigerweise eine Begrenzung der Drehung um die Drehachse erfolgen. Hierfür sind in der Überwurfmutter 13 ein radial nach innen ragender Verdrehsicherungsstift 19a und ein mit diesem zusammenwirkender Stift 19b in der Containerhülse 16 vorgesehen, die die Drehung z. B. auf 355° begrenzen können.

Bei Anlegen einer elektrischen Spannung geeigneter Polarität an die Kabelanschlüsse 2 dehnt sich der Piezo 1 in der Containerhülse 16 aus und drückt über die Anpreßplatte 14 gegen die Kugel 11 des Kugelgelenks und diese gegen den Sitz in der Überwurfmutter 13. Die Überwurfmutter 13 drückt den oberen Rand der Gewindehülse 20 gegen einen an der Containerhülse 16 ausgebildeten Außenkragen. Abhängig von der zugeführten Spannung bzw. der Feldstärke, der Steifigkeit der im Kraftfluß befindlichen Struktur und der mechanischen Vorspannung des Aktuators, des Kugelsitzes, der Drehachse, der Gesamtlänge des Aktuators sowie des insgesamt frei zu überbrückenden Spiels kommt es zu einer Erhöhung der zwischen Kugel und Kugelsitz einerseits und zwischen Gewindehülse 20 und Containerhülse 16 andererseits wirksamen Reibkräfte und damit des vom Kugel- und Drehgelenk übertragbaren Momentes.

Spiel und Vorspannung sind durch die Überwurfmutter 13 variabel einstellbar, und durch die Gegenmutter 15 läßt sich die Gewindehülse 20 gegenüber der Überwurfmutter 13 sichern. Selbstverständlich sind auch von der in Fig. 5a und b dargestellten Ausführungsform abweichende Lösungen einer Verdrehsicherung, z. B. durch Verschweißen oder Verkleben der Teile 13 und 20 möglich. Der im Inneren der Containerhülse 16 befindliche piezoelektrische Aktuator 1 kann durch Einbringen von Kunststoffisulationsmasse 18 elektrisch zusätzlich isoliert und mechanisch gedämpft werden.

Auf diese generelle Möglichkeit der elektrischen Isolation und Dämpfung des Aktuators 1 sowie der Montagehilfen 10 wird im nachfolgenden nicht mehr im einzelnen eingegangen.

Fig. 6 zeigt eine weitere Ausführungsform eines als Kugelgelenk ausgeführten erfindungsgemäßen Armsegments mit piezoelektrischem Aktuator zur reibschlüssigen Verklemmung des Kugelgelenks. Hierbei wird beispielsweise die Verwendung eines Federelements 7 (Fig. 3b) zur mechanischen Vorspannung des Aktuators 1 gezeigt. Anders als in Fig. 4 sitzt dieser nicht in einer separaten Containerhülse, da er von dem Federelement 7 selbst mechanisch versteift wird. Das Federelement 7 ist durch einen Sicherungsstift 17 gegen Verdrehung relativ zu der einen Innenraum für den Aktuator 1 mit dem Federelement 7 und die Kugel 11 des Kugelgelenks bildenden Überwurfmutter 13 gesichert.

Die Überwurfmutter 13 mit dem Kugelsitz ist mit einer Abschlußschraube 22, die den Boden des Innenraums bildet, verschraubt. Diese Abschlußschraube 22 kann einstückig mit dem unteren Verbindungsstück 12' ausgebildet sein. Die Verschraubung der Überwurfmutter 13 mit der Abschlußschraube 22 ist mit einer Schweißnaht 23 gesichert. Bei Anlegen einer Spannung an die Anschlüsse 2 kommt es zu einer Ausdehnung des Aktuators 1 gegen die Vorspannungskraft des Federelements 7. Hierdurch wird die Kugel 11 in den Kugelsitz und der Aktuator 1 mit dem Federelement 7 gegen den Boden der Abschlußschraube 22 gepreßt. Somit kommt es wiederum zu einer Reibkrafterhöhung zwischen der Kugel 11 und der Andruckplatte 6 des Federelements 7 einerseits sowie zwischen der Kugel 11 und dem Sitz andererseits, der in der Überwurfmutter 13 ausgebildet ist. Die weiteren Teile und Funktionen des Armsegments gemäß Fig. 6 entsprechen der Ausführungsform gemäß Fig. 4, tragen dieselben Bezugszahlen und werden nicht weiter erläutert.

In den Fig. 7a und b ist im Längs- und Querschnitt ein Ausschnitt einer Klemmvorrichtung zur reibschlüssigen Arretierung einer rotierenden Welle 24 dargestellt. Diese Ausführung kann an einem Armsegment entweder separat oder zusammen beispielsweise mit einem Kugelgelenk ausgebildet sein. Die Welle 24 ist von einer den Aktuator 1 enthaltenden Containerhülse 16 umschlossen. Wichtig ist, daß zwischen der Lagerbuchse der Nabe 25 für die Welle 24 und der Containerhülse 16 ein enger Sitz oder ein Schiebesitz eingestellt wird. Hierdurch kann gewährleistet werden, daß der piezoelektrische Aktuator nicht verkantet wird und im arretierten Zustand kein merkliches Spiel auftritt. Das Prinzip ist primär für langsam drehende Wellen geeignet.

Die Arretiervorrichtung besteht aus der Containerhülse 16, dem Aktuator 1, der Anpreßplatte 14 und der Abschlußverschraubung 22 und ist schwimmend gelagert. Bei einer Ausdehnung des Aktuators 1 durch Anlegen einer Spannung an die Anschlußleitungen 2 wird die Welle 24 über die Anpreßplatte 14 gegen die Abschlußverschraubung 22 und in den an der Containerhülse 16 ausgebildeten Sitz gedrückt, und hierdurch wird die Reibkraft zum einen zwischen der Welle 24 und der Containerhülse 16 sowie zum anderen zwischen der Welle 24 und der Anpreßplatte 14 erhöht. Durch die Abstützung der Containerhülse gegenüber der Lagerbuchse 25 wird die Drehung der Welle 24 relativ zur Lagerbuchse 25 gehemmt. Die mechanische Vorspannung bzw. das Spiel kann an der im Detail nicht gezeigten Abschlußverschraubung 22 eingestellt werden.

Die Klemmvorrichtung gemäß den Fig. 8a und b dient zur reibschlüssigen Arretierung einer linear geführten Stange bzw. eines Schiebers mittels piezoelektrischer Aktuatoren 1 und 1'. Die beiden Aktuatoren sind gegenüberliegend der in Querrichtung hin und her beweglichen Stange 26 angeordnet. Diese Anordnung bietet eine zusätzliche Sicherheit bei Ausfall eines der Aktuatoren 1 bzw. 1'. Die Klemmvorrichtung besteht aus den Aktuatoren 1, 1', den Andruckplatten 14, der Containerhülse 16 und der Abschlußverschraubung 22 und ist in einer Aussparung eines Schiebelagers 27 mit engem Laufsitz bzw. Schiebesitz, d. h. ohne merkliches Spiel, schwimmend gelagert. Bei Ausdehnung der Aktuatoren 1, 1' werden die Anpreßplatten 14 gegen die Stange 26 gepreßt. Die Erhöhung der Reibkräfte zwischen den Anpreßplatten 14 und der Stange 26 führt aufgrund der spielfreien Lagerung der Anpreßplatten 14 und der Containerhülse 16 gegenüber der Schiebelagerung 27 zu einer Hemmung bzw. Arretierung der Schiebestange 26 relativ zum Schiebelager 27.

Die Fig. 9a und b zeigen in einem Teillängsschnitt und einer Querschnittsdarstellung einen Ausschnitt eines mit einer erfindungsgemäßen Klemmvorrichtung versehenen Kugellagers, das einen zentralen Kabeldurchlaß für einen Kabelbaum 36 und eine Verdrehsicherung aufweist. Eine Kugel 28, die eine zentrale Bohrung mit konischem Auslauf hat (ersichtlich im Längsschnitt gemäß Fig. 10) oder als Hohlkugel gestaltet ist, ist mit einem in die Bohrung eingepaßten oder einstückig mit der Kugel 28 verbundenen Verbindungsrohr 30 (analog zum Verbindungsstück 12, hier jedoch als Rohr für den Kabeldurchlaß ausgestaltet) versehen und weist eine in einer durch die Achse von Kugel 28 und Verbindungsrohr 30 (Kugelgelenkhauptachse) definierten Ebene umlaufende Nut 29 auf. Die Kugel 28 des Kugelgelenks ist drehbar und axial nicht verschiebbar in einem Kugelsitz gelagert, der durch zwei geteilte Lagerschalenhälften 31 gebildet wird. Die Lagerschalen 31 sind auf einem Träger 35 montiert. Um den Äquator und koaxial zur Achse des Kugelsitzes ist ein Verdrehsicherungsring 32 angeordnet und axial in einer Nut im Kugelsitz 31 geführt. Die radiale Lagerung erfolgt dagegen nicht im Kugelsitz 31, sondern am Umfang der Kugel 28.

Der Verdrehsicherungsring 32 weist zwei radiale, um 180° versetzte Mitnehmerstifte 37 auf, deren gemeinsame Achse durch das Zentrum der im Kugelsitz 31 gelagerten Kugel 28 verläuft. Hierdurch wird die Drehung des Verdrehsicherungsringes 32 um die koaxiale Achse des Kugelsitzes an die entsprechende Drehung der Kugel um diese Achse bzw. um die Kugelgelenkhauptachse gekoppelt. Die Drehung des Kugelgelenkes um die beiden zur Kugelgelenkhauptachse senkrechten Achsen ist konstruktionsbedingt u. a. durch die Lagerschalen 31 begrenzt. Die Drehung um die Kugelgelenkhauptachse wird dagegen durch einen im Verdrehsicherungsring 32 vorgesehenen Sicherungsstift 33 in Kombination mit einem in der Lagerschale 31 angeordneten Anschlagstift 34 z. B. auf 355° begrenzt. Bei gleichem Verdrehsicherungsprinzip kann insbesondere die Ausführung der Lagerschalen 31 und des Trägers 35 variieren, wie in den folgenden Fig. 10 und 11 gezeigt ist, und ebenfalls kann die Weiterführung des Kabelraums 36 durch das Armsegment bzw. das Kugelgelenk variieren.

Fig. 10 zeigt im teilweisen Längsschnitt eine Klemmvorrichtung zur reibschlüssigen Arretierung eines ein Armsegment bildenden Kugelgelenks mit zentraler Kabelführung. Zwei Elemente z. B. eines Haltearmsystems sind über Verbindungsrohre 30 mit dem Kugelgelenk verbunden. Die Kugel 28 des Kugelgelenkes ist zwischen einer hülsenförmigen Überwurfmutter 13 mit an ihrer Innenseite ausgebildetem, konischem Kugelsitz und einem Andruckbecher 38 mit ebenfalls konischem Sitz gelagert. Der Andruckbecher 38 ist durch einen Sicherungsstift 17 gegenüber der Containerhülse 16, die den Aktuator 1 enthält, gegen Verdrehen gesichert.

Das Wirkprinzip der Arretierung beruht auf dem nichtaxialen Angreifen der Druckkraft der Andruckplatte 14 bzw. 4 der in den Fig. 4a und b gezeigten Vorrichtung. Anstelle der Andruckplatte 14 tritt hier jedoch der Andruckbecher 38, der die Durchführung des Kabelbaums 36 durch das Kugelgelenkzentrum ermöglicht und Stauraum 40 für den Überschuß des Kabelbaums 36 bietet, der für die Drehung des Gelenks um die Längsachse benötigt wird. Die Verdrehsicherung 28 der Kugel erfolgt mit einem Sicherungsring 32 in der anhand der Fig. 9a und b beschriebenen Weise. Abweichend hiervon erfolgt hier aber die axiale Führung des Sicherungsringes 32 in einer zwischen der Überwurfmutter 13 und einer Justierschraube 39 ausgebildeten Nut (radiale Führung am Kugelumfang). Der Anschlagstift 34 der Verdrehsicherung sitzt in einer radialen Bohrung in der Überwurfmutter 13. Die Nut zur axialen Lagerung des Sicherungsringes 32 ist durch den axialen Zwischenraum zwischen der Überwurfmutter 13 und der Justierschraube 39 definiert, wird mit Spiel eingestellt und danach z. B. durch Klebstoff gesichert.

Die Vorspannung und das Spiel des Kugellagers werden, wie bereits zuvor beschrieben, durch die Position der Überwurfmutter 13 relativ zur Containerhülse 16 eingestellt und mittels der Gegenmutter 15 gesichert. Eine Dämpfung und Isolierung des piezoelektrischen Aktuators 1 in der Containerhülse 16 kann, wie auch schon erwähnt, mit flexiblem Kunststoff 18 durchgeführt werden.

Die Ausführungsform eines als kombiniertes Kugel/Drehgelenk ausgeführten Armsegments mit einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zur reibschlüssigen Arretierung und integrierter Kabelführung ist in Fig. 11 dargestellt. Das Wirkprinzip des Gelenkmechanismus sowie der Arretierung entsprechen weitgehend der in den Fig. 5a und b beschriebenen Vorrichtung. Zwei Glieder oder Elemente eines Haltearmsystems sind über Verbindungsrohre 30 mit dem Gesamtgelenk verbunden. Die Kugel 28 des Kugelgelenks ist zwischen einer topfförmigen, seitlich mit Schlitz versehenen Überwurfmutter 13 mit flächigem, nahezu punktförmigem Sitz und einer mit konischem Sitz ausgebildeten Anpreßplatte 31 gelagert. Wichtig ist, daß die Auflagepunkte der Kugel 28 zu den drei Kugelachsen jeweils ausreichend große resultierende Hebelarme aufweisen.

Die Anpreßplatte 41 des Aktuators 1 ist durch einen Sicherungsstift 33 gegenüber der Containerhülse 16 gegen Verdrehen gesichert. Gleichmaßen ist die mit dem konischen Sitz versehene Anpreßplatte 31 durch einen in der Überwurfmutter 13 sitzenden Sicherungsstift 33 gegen Verdrehen gesichert. Der Kabeldurchlaß liegt an einer Seite des Piezos. Die axiale Lagerung des die Verdrehung der Kugel begrenzenden Sicherungsrings 32 geschieht in einer in die Überwurfmutter eingefrästen Nut und auf der anderen Seite in der im konischen Kugelsitz der Anpreßplatte 31 vorgesehenen Nut. Auch hier ist besonders wichtig, daß der Sicherungsring 32 den Boden der Nut auch bei Arretierung des Gelenks nicht berührt. Dies geschieht durch die radiale Führung des Verdrehsicherungsringes 32 am Kugelumfang.

Anders als bei der in Fig. 10 dargestellten Ausführung weist die Vorrichtung zusätzlich ein Drehgelenk, welches durch die auf der Außenseite der Containerhülse 16 drehbare Gewindehülse 20 gebildet ist, und eine axial geschlossene, aber zu einer Seite geöffnete Überwurfmutter 13 auf. Diese seitliche Öffnung ist derart gestaltet, daß das Verbindungsrohr 30 bei nicht arretiertem Gelenk leichtgängig in dieser Öffnung bewegt werden kann. Hieraus ergibt sich zwischen den beiden Verbindungsrohren 30 des Gelenks ein fast kugelförmiger Bewegungsraum, der durch eine Abwinkelung der Verbindungsstücke zum Beispiel um 45° tatsächlich 360° in allen Richtungen erreichen kann. Da der Kabelbaum 36 durch das Gelenk geführt werden soll, wird eine Begrenzung der Drehung um die Drehachse in der gezeigten Form bewirkt. Hierfür wird in der Überwurfmutter 13 ein radial nach innen stehender Sicherungsstift 19a sowie ein in der axialen Stirnfläche der Containerhülse sitzender Stift 19b als Anschlag für den Stift 19a vorgesehen. Dadurch kann die Drehung auf z. B. 355° begrenzt werden.

Beim Anlegen einer elektrischen Spannung geeigneter Polarität an die Kabelanschlüsse des Aktuators 1 wird die Kugel 28 über die Anpreßplatten 41 und 31 gegen den Boden der Überwurfmutter 13 gepreßt. Die Überwurfmutter 13 drückt den oberen Rand der Gewindehülse 20 dabei gegen den Kragen der Containerhülse 16. Hierbei kommt es in Abhängigkeit von der elektrischen Feldstärke, der Steifigkeit der im Kraftfluß befindlichen Struktur und der mechanischen Vorspannung des Aktuators, des Kugelsitzes, der Drehachse, der Gesamtlänge des Piezos sowie des insgesamt zu überbrückenden freien Spiels zu einer Erhöhung der zwischen Kugel und Kugelsitz einerseits und Gewindehülse 20 und Containerhülse 16 andererseits wirksamen Reibkräfte und damit des vom Kugel- und Drehgelenk übertragbaren Momentes. Spiel und Vorspannung sind durch die Überwurfmutter 13 variabel einstellbar. Die Überwurfmutter wird relativ zur Gewindehülse 20 durch die Gegenmutter 15 gegen Verdrehung gesichert. Der Aktuator 1 und auch ein Teil des Kabelstauraums 40 für den Kabelbaum 36 können durch Einbringen von Kunststoffisoliationsmasse 18 isoliert und gedämpft werden.

Eine weitere erfindungsgemäße Ausführungsart eines ein Armsegment bildenden Kugelgelenks mit einer als piezoelektrischer Aktuator ausgeführten Festkörperklemmvorrichtung zur reibschlüssigen Arretierung des Kugelgelenks ist in den Fig. 12a und b dargestellt. In ähnlicher Weise sind auch Festkörperklemmvorrichtungen zur Arretierung translatorischer Freiheitsgrade oder Achsen und Wellen realisierbar. Zwei Elemente z. B. eines Haltearmsystems sind durch Verbindungsrohre 30 mit dem Kugelgelenk verbunden. Die Kugel 28 des Kugelgelenks ist zwischen Klemmbacken eines Klemmkörpers 42 mit einem Festkörpergelenk im mittleren Teil gelagert und im unverklemmten Zustand frei drehbar. Die Auflagepunkte (unten ein Punkt; oben vier um räumlich ca. 30° bis 45° versetzte punktförmige Flächen) sollen so angeordnet sein, daß ein möglichst großer Hebelarm der angreifenden Reibkräfte zu den drei Raumachsen besteht (Fig. 12b).

Die zur Verklemmung und Festlegung des Festkörpergelenks notwendigen beiden Seitenkörper, die um 180° versetzt am Umfang des Klemmkörpers 42 angeordnet sind, können auf der Seite der Kugel 28 optional so breit ausgeführt werden, daß das Verbindungsstück bzw. das Verbindungsrohr 30 in diese Seitenkerbe bewegt werden kann. Der Querschnitt des Klemmkörpers 42 kann hierbei vom Kreisquerschnitt abweichen, um ausreichend große Stirnflächen für den Aktuator 1 zu bieten.

In Fig. 12 ist der Aktuator unter Verwendung eines Biegeelementendstücks 5 gemäß Fig. 2 in Querlage eingebaut. Die angedeuteten Vorspannschrauben 50 spannen die Fuge zwischen dem Biegeelementendstück 5 und dem Klemmkörper 42 des Festkörpergelenks vor und fixieren den gegebenenfalls an das Biegeelementendstück 5 geklebten Aktuator 1 in seiner Lage. Eine Fuge 21', die sich vom mittleren Verbindungssteg des Klemmkörpers 42 zunächst in axialer Richtung und dann nach unten erstreckt, stellt den Spielraum sicher, der für die Verbiegung des Festkörpergelenks und damit für die Klemmwirkung des Klemmkörpers 42 nötig ist.

Durch Anlegen einer elektrischen Spannung geeigneter Polarität an die Kabelanschlüsse 2 dehnt sich der Aktuator 1 aus und drückt die Arme des Klemmkörpers 42 auf Seiten des Aktuators 1 auseinander. Hierdurch werden die kugelseitigen Klemmbacken des Klemmkörpers 42 zusammengedrückt. Somit wird die Kugel von beiden Seiten eingeklemmt.

Abhängig von der elektrischen Feldstärke und den anderen schon erwähnten Parametern kommt es zu einer Erhöhung der zwischen Kugel und Kugelsitz wirksamen Reibkräfte und damit des vom Kugelgelenk übertragbaren Momentes. Vorspannung und Spiel der Vorrichtungen des Kugelsitzes und des Aktuators können über ein entsprechendes kugel- bzw. aktuatorseitiges Unter- oder Übermaß sowie durch eine Einstellschraube 44 eingestellt werden und mit bekannten Mitteln gesichert werden. Diese Ausführungsform eines aktiv arretierbaren Kugelgelenks mit Festkörpergelenkmechanismus erlaubt gegenüber den bisher beschriebenen Varianten

einer Klemmvorrichtung eine Wegeübersetzung $b:a$ gemäß den Hebelarmlängen a, b und unter bestimmten Voraussetzungen eine Verbesserung des Wirkungsgrads des Aktuators 1. Dadurch können kürzere und preis günstigere Aktuatoren mit hoher zulässiger Nennlast eingesetzt werden. Hierbei ist von Bedeutung, daß die Biegesteifigkeit des mittleren Biegestegs des Klemmkörpers 42 möglichst klein ist, seine Zugsteifigkeit in Querrichtung sowie die Biegesteifigkeit der Klemmbacken des Klemmkörpers und der Zweige auf Seiten des 5 Aktuators jedoch möglichst groß sind.

Die Fig. 13a und b stellen eine weitere Ausführungsform eines als Kugelgelenk ausgeführten Haltearmsegments mit passiver Klemmwirkung und einem aktiven Lösungsmechanismus gemäß der Erfindung dar. Die 10 passive Arretierung des Kugelgelenks erfolgt durch Federdruck und die aktive Lösung der Arretierung mit Hilfe eines piezoelektrischen Aktuators. Ein Federpaket 43 klemmt gleich wie in Fig. 12 über ein Festkörpergelenk des Klemmkörpers 42 die Kugel 28 des Kugelgelenks. Die Klemmkraft ist über eine Schraube 45 einstellbar, welche am Federpaket 43 angreift. Die Kugel 28 ist nach dem bereits beschriebenen Prinzip über einen Verdrehsicherungsring 32 gegenüber Verdrehung gesichert. Dies ist erforderlich, wenn ein Kabelbaum 36 durch das Innere des Kugelgelenks bzw. des Armsegments geführt wird.

Fig. 13a und die Detailansicht Fig. 13b zeigen auch mögliche Ausführungsvarianten für eine axiale Lagerung 15 des Verdrehsicherungsring 32 über eine geteilte Kugelgegenlagerschale 48. Diese Lagerschale 48 kann durch eine Spannpaßschraube 47 im Kugelsitz eingespannt und fixiert werden. Eine andere Möglichkeit wäre hier eventuell wiederum eine stoffschlüssige Verbindung 23 von Lagerschale 47 und Klemmkörper 42. Es ist zu beachten, daß bei Verwendung einer Verdrehsicherung die Seitenbeweglichkeit des Kugelgelenks eingeschränkt ist. Das Verbindungsstück 30 darf nicht bis in die Seitenkerbe 21 bewegt werden, da sonst der 20 Verdrehsicherungsring 32 beschädigt werden kann.

Der piezoelektrische Aktuator 1 wird bevorzugt quer eingebaut, wie es in Fig. 13a dargestellt ist. Zur Vermeidung von Biegespannungen im Aktuator 1 kann erfindungsgemäß ein eventuell auf den Aktuator 1 aufgeklebtes Wipp-Keilendstück 46 mit einer Fugenvorspannschraube 50 vorgesehen werden. Der Aktuator 1 wird durch eine Einstellschraube 44 so eingestellt, daß er unabhängig von einer gegebenenfalls vorgesehenen 25 mechanischen Vorspannung im Gelenkzustand "Arretiert" entsprechend dem Schaltzustand "-1" mechanisch annähernd keine Kraft auf den Klemmkörper ausübt. Durch Anlegen einer elektrischen Spannung geeigneter Polarität für den "Gelenkzustand gelöst" entsprechend dem Schaltzustand 1 oder 2 (siehe oben) dehnt sich der Aktuator 1 aus. Hierbei drückt er die kugelseitigen Klemmbacken des Klemmkörpers 42 gegen die Rückstellkraft des Federpakets 43 und des Festkörpergelenks auseinander und entlastet hierbei den Kugelsitz. Somit 30 kommt es in Abhängigkeit von der durch die angelegte Spannung erzeugten elektrischen Feldstärke, der Steifigkeit, der im Kraftfluß befindlichen Struktur und der mechanischen Vorspannung des Piezos, der Gesamtlänge desselben sowie des insgesamt zu überbrückenden freien Spiels zu einer Erniedrigung der zwischen Kugel und Kugelsitz wirksamen Reibkraft und damit zur Verringerung des vom Kugelgelenk übertragbaren Moments, also zum Lösen der Klemmvorrichtung. Das Federpaket sollte möglichst einen geringen Anstieg der Rückstellkraft bei Ausdehnung des piezoelektrischen Aktuators aufweisen. 35

Die in Fig. 14 dargestellte Ausführungsform eines Kugelgelenks beruht prinzipiell auf dem gleichen Wirkprinzip mit passiver Arretierung. Die Klemmkraft wird über eine Einstellschraube 49 eingestellt. Zum Lösen des Kugelgelenks muß sich der Aktuator 1 gegen die elastische Rückstellkraft des Klemmkörpers 42 inklusive Einstellschraube 49 ausdehnen. Statt mit einer Tellerfeder 43 (Fig. 13) ist in Fig. 14 der Aktuator 1 mit einer 40 Spiralfeder gemäß Fig. 3 vorgespannt. Die detaillierte Ausbildung des Kugelsitzes ist in dieser Fig. 14 nicht näher dargestellt und kann in jeder der bislang anhand der Fig. 12 und 13 beschriebenen Weisen ausgeführt sein.

Auch die in Fig. 15 dargestellte Ausführungsform eines Kugelgelenks beruht prinzipiell auf dem gleichen Wirkprinzip mit passiver Arretierung und aktiver Entlastung bzw. Entarretierung durch einen piezoelektrischen Aktuator 1. Die Klemmkraft wird nicht über eine Einstellschraube eingestellt, sondern über ein definiertes 45 Untermaß des Kugelsitzes gegenüber der Kugel 28. Das zur passiven Klemmung der Kugel erforderliche Untermaß kann auf verschiedene Weisen erzeugt werden, wobei die Montierbarkeit von Kugel 28 und Aktuator 1 sowie bei zentraler Kabelführung eventuell auch noch eine Verdrehsicherung zu berücksichtigen sind. Das Untermaß kann durch

- a) eine entsprechende Bearbeitung des Kugelsitzes im Klemmkörper,
- b) durch eine entsprechende Bearbeitung der Flächen in der Teilungsebene bei optimaler Teilung des Klemmkörpers 42,
- c) durch eine definierte, plastische Verformung des Klemmkörpers,
- d) durch eine Ausführung des unteren vorzugsweise annähernd kugelförmigen Kugelsitzes entsprechend 55 bzw. ähnlich Fig. 17 (selbsthemmender Justierkeil 57) oder
- e) durch eine Ausführung des oberen, vorderen Kugelsitzes entsprechend bzw. ähnlich Fig. 13 (geteilte Lagerschalen mit Spannpaßschrauben 47) erreicht werden.

Unter der Voraussetzung, daß die Kugel 28 unter elastischer Verformung des Klemmkörpers 42 eingesetzt 60 werden kann, wird die in Fig. 15 gezeigte ungeteilte Ausführungsform des Klemmkörpers bevorzugt. Der in Fig. 15 nicht detailliert ausgeführte Kugelsitz kann dann entsprechend der in Fig. 12 dargestellten Ausführungsform gestaltet werden.

Ist das Einsetzen der Kugel unter rein elastischer Verformung des Klemmkörpers 42 nicht möglich, kann eine Teilungsebene (gestrichelt) vorgesehen werden. Der Klemmkörper 42 wird dann durch Paßmittel 52, wie z. B. 65 Paßstifte oder Paßschrauben, justiert und durch Schrauben 51 formschlüssig oder sonst stoffschlüssig nach Einlegen der Kugel 28 zusammengefügt.

Wird der Kugelsitz entsprechend den Ausführungsformen gemäß Fig. 13 oder 17 gestaltet, ist eine Teilung des

Klemmkörpers 42 zum Einsetzen der Kugel ebenfalls nicht erforderlich. Ist die Kugel 28 mit der entsprechenden Nennklemmkraft eingeklemmt, wird der Aktuator 1 mit Wippendstück 46 eingelegt und bei minimal vorgesehener Länge des piezoelektrischen Aktuators, wenn dieser im Schaltzustand "— 1" ist, mittels der Einstellschraube 44 auf Anschlag, d. h. kräftefrei bzw. 0—5% seiner Nennlast eingestellt. Die an der Kugel 28 wirksame Klemmkraft soll hierbei nicht unter die Nennklemmkraft sinken.

Zum Lösen des Kugelgelenks muß sich der piezoelektrische Aktuator 1 gegen die elastische Rückstellkraft des Klemmkörpers 42 ausdehnen (Schaltzustand "1" entspricht "Gelenk gelöst").

Fig. 16 zeigt ebenfalls eine Ausführungsform zur passiven Klemmung eines Kugelgelenks. Die Nennklemmkraft zur reibschlüssigen Arretierung der Kugel 28 wird hierbei wiederum durch die Rückstellkräfte des elastisch verformten Klemmkörpers aufgrund eines entsprechenden Untermaßes des Kugelsitzes erreicht (Erzeugung des Untermaßes s. o.). Insbesondere bei gewünschten kreisförmigen und kleinen Querschnitten ist der in den Fig. 12 bis 15 gezeigte Quereinbau des piezoelektrischen Aktuators unter bestimmten Voraussetzungen nicht mehr möglich. Fig. 16 zeigt eine bevorzugte Ausführungsform für einen Längseinbau eines aktiv lösenden piezoelektrischen Aktuators 1.

Durch Anlegen einer elektrischen Spannung geeigneter Polarität an den Kabelanschlüssen des Aktuators 1 dehnt sich dieser aus und drückt über ein Spreizglied 53 die Klemmbacken des Klemmkörpers 42 auseinander. Hierbei kommt es, abhängig von der elektrischen Feldstärke, der Steifigkeit der im Kraftfluß befindlichen Strukturen, der mechanischen Vorspannung des Piezos, des Kugelsitzes, der Gesamtlänge des piezoelektrischen Aktuators sowie des insgesamt zu überbrückenden freien Spiels, zu einer Verringerung der zwischen Kugel und Kugelsitz wirksamen Reibkräfte und damit zur Verringerung des vom Kugelgelenk übertragbaren Momentes. Vorspannung und Spiel der Vorrichtung können über ein entsprechendes kugel- bzw. aktuatorseitiges Unter- oder Übermaß sowie durch eine Einstellschraube 44 eingestellt werden, die mit bekannten Mitteln gesichert werden kann.

Der Spreizkörper 53 ist symmetrisch gestaltet und weist oberhalb einer dem Querschnitt des Aktuators 1 entsprechenden massiven Grundplatte definierte Festkörpergelenke verringerter Biegesteifigkeit auf. Zur Verringerung der Verluste durch Spiel und Setzen der Trennfugen kann der Spreizkörper 53 durch Fugenvorspannschrauben 50 oder auch stoffschlüssig fixiert werden. Der Kugelsitz und optional der Kabeldurchlaß wie auch Isolations- und Dämpfungsmaterial sind in Fig. 16 nicht detailliert ausgeführt, können aber vorher beschriebenen Ausführungsformen entnommen werden.

Die Fig. 17a und b zeigen, wie bereits erwähnt, eine Ausführungsform für die Gestaltung des unteren Kugelsitzes mit einstellbarem Paßmaß (Unter- oder Übermaß; für Ausführungsformen mit seitlicher aktiver oder passiver Klemmung der Kugel 11). Während der obere Kugelsitz mit zwei bis vier kleinflächigen Auflagepunkten z. B. entsprechend Fig. 12 ausgeführt sein kann, kann der untere Kugelsitz mit einem Auflagepunkt in Form eines selbsthemmenden mit einer Schraube 56 gesicherten Justierkeiles 57 ausgeführt werden. Nach dem Einlegen der Kugel 11 wird dieser Justierkeil 57 entsprechend den im Kugelsitz vorgesehenen Klemmkraften eingepreßt und durch die Schraube 56 oder alternativ stoffschlüssig gesichert.

Anhand der Fig. 1 bis 17 wurden ein gesamtes Haltearmsystem, physikalische und konstruktive Grundprinzipien piezoelektrischer Aktuatoren sowie verschiedene Ausführungsarten von als Gelenke ausgeführten Armsegmenten mit solchen piezoelektrischen Aktuatoren zur reibschlüssigen Arretierung/Freigabe rotatorischer und translatorischer Freiheitsgrade beschrieben.

Fig. 18 zeigt ein komplettes Universal-Haltearmsystem äquivalent zu dem in Fig. 1 gezeigten, jedoch teilweise geschnitten. Im Unterschied zu Fig. 1 ist über die als Kugelgelenke erfindungsgemäß ausgeführten Armsegmente c1, c2, c3 sowie über einen Teil des distalen Handgriffs c4 und einen Teil des Stativs b eine schlauchförmige sterile Abdeckung oder Hülle h gezogen. Distalseitig endet die Hülle h an einem sterilen Schutzschild i und proximalseitig an einem sterilen Schutzschild j hinter einem Kragen des Stativs b. In aufgerolltem Zustand kommt die sterile Hülle h auf den proximalen Teil des Handgriffs c4 zu liegen.

In Fig. 19a ist eine Vorrichtung zur Befestigung des erfindungsgemäßen Haltearmsystems bzw. dessen Stativ b an einer mit 71 bezeichneten Tischschiene eines Operationstisches dargestellt. Durch eine Handüberwurfmutter 133 werden sowohl die Tischbefestigungsvorrichtung 73 an der Tischschiene 71 des Operationstisches als auch das Stativ b relativ zur Tischbefestigungsvorrichtung 73 arretiert. Beim Festziehen der Handüberwurfmutter 133 wird zunächst eine Feder 135 komprimiert, die einen Unterriegel 137 federnd lagert, bis eine Kegelspannhülse 134 auf einer Andruckhülse 136 aufsetzt. In dieser Stellung wird die Kegelspannhülse 134 im Kegelspannbe- reich radial zusammengedrückt, wobei die am Stativ b angreifenden Reibkräfte vergrößert werden. Ferner drückt die Kegelspannhülse 134 über die Andruckhülse 136 gegen den Unterriegel 137, der über einen in der Tischbefestigungsvorrichtung gelagerten Paßstift 138 umgelenkt und von unten gegen die Tischschiene 71 des Operationstisches gepreßt wird, wodurch die Reibkräfte zwischen der Tischbefestigungsvorrichtung 73 und der Tischschiene 71 vergrößert werden. Die Handüberwurfmutter 133 weist Bohrungen 139 auf, in die eine in Fig. 19d dargestellte Verlängerungshülse 140 eingesetzt werden kann. Obwohl die Handüberwurfmutter 133 im Hinblick auf ihren Außendurchmesser, ihre Griffgröße und ihre Gewindesteigung so ausgelegt ist, daß sie mit Handkraft festgezogen werden kann, können die Bohrungen 139 in der Handüberwurfmutter 133 auch als Montagehilfen zum Ansetzen eines Zusatzwerkzeugs dienen.

In der Fig. 19d ist eine Variante der Tischbefestigungsvorrichtung dargestellt, die einen oder mehrere am Umfang der Überwurfmutter 133 verteilte und darin versenkbare Festziehhebel 142 zur Vergrößerung des Anzugsmoments aufweist. Ferner ist die dargestellte Ausführungsform der Verlängerungshülse 140 mit in die Bohrungen 139 der Überwurfmutter 133 einzusteckenden Mitnahmezapfen 141 gezeigt. Die Verlängerungshülse 140, deren Länge je nach Stativlänge nach Bedarf gewählt sein kann, weist in einer Variante auch eine Ringnut 143 auf, in die ein OP-Abdecktuch 144 eingelegt und gegen Abrutschen gesichert werden kann. Im allgemeinen kann die vollständig sterilisierbare Tischbefestigungsvorrichtung 73 über dem sterilen OP-Abdecktuch 144 an

der Tischschiene 41 des Operationstisches angeklemt werden. Mit der Verlängerungshülse 140 kann das OP-Abdecktuch 144 jedoch wahlweise über die Tischbefestigungsvorrichtung 73 und das proximale Ende des Stativs b mit der Überwurfmutter 133 gezogen und in der Nut 143 der sterilen Verlängerungshülse 140 fixiert werden.

Das Lösen und Arretieren von Stativ b und OP-Tischbefestigungsvorrichtung 73 mittels der Überwurfmutter 133 sind dann trotzdem vom sterilen Bereich aus durch Angriff an der Verlängerungshülse 140 möglich. Dazu kann die Verlängerungshülse 140 ebenfalls über Bohrungen 139 oder Festziehhebel 142 wie die Überwurfmutter 133 verfügen. Selbstverständlich kann die in bevorzugter Ausführungsform gezeigter Kegelspannhülse durch andere Spannmittel ersetzt werden.

Fig. 20 zeigt eine Vorrichtung zum getrennten Arretieren des Stativs b und der Tischbefestigungsvorrichtung. Dabei wird über die Überwurfmutter 139 wieder wie in Fig. 19 die Kegelspannhülse 134 festgezogen, wobei sie hier jedoch nicht gegen eine Feder, sondern direkt gegen die Tischbefestigungsvorrichtung 73 drückt, wodurch das Stativ b gegenüber der Tischbefestigungsvorrichtung 73 arretiert wird. Die Arretierung des Tischbefestigungsvorrichtung 73 relativ zur Tischschiene 71 erfolgt durch eine Spannschraube 147, die mittels eines Handrades 147 über einen Mitnahmestift 146 betätigt wird. Beim Festziehen der Spannschraube 145 wird der Unterriegel 137, der über den Paßstift 138 umgelenkt wird, gegen die Tischschiene 71 gepreßt, wodurch die Reibkräfte zwischen der Tischbefestigungsvorrichtung und der Tischschiene 71 vergrößert werden.

In der Fig. 21 ist eine Tischbefestigungsvorrichtung 73 dargestellt, bei der wieder wie in Fig. 19 das Stativ b und die Tischbefestigungsvorrichtung gemeinsam arretiert werden. Die Tischbefestigungsvorrichtung weist eine Spannschraube 151 auf, die über einen Exzenterhebel 148 die hintere Klemmbacke der Tischbefestigungsvorrichtung 73 über das Stativ b und eine Spannplatte 150 gegen eine untere Exzenterspannbacke drückt, welche über den in der Tischbefestigungsvorrichtung 73 gelagerten Paßstift 138 umgelenkt und gegen die Tischschiene 71 des Operationstisches gepreßt wird. Hierdurch kommt es zu einer Erhöhung der wirksamen Reibkräfte zwischen dem Stativ b und der Tischbefestigungsvorrichtung 73 sowie zwischen letzterer und der Tischschiene 71 sowie zum formschlüssigen Halten der Tischschiene 71 zwischen der oberen Spannbacke der Tischbefestigungsvorrichtung 73 und der unteren Exzenterspannbacke 149. Federn 152 halten die Spannplatte 150 bei entferntem Stativ b in ihrer Aussparung und lagern die untere Exzenterspannbacke 149 federnd. Hierdurch wirkt die untere Exzenterspannbacke 149 beim Aufsetzen der Tischbefestigungsvorrichtung 73 auf die Tischschiene 71 des Operationstisches bei gelöster Spannvorrichtung als Schnapphebelsicherung, die eine erste Befestigungssicherung bewirkt.

Die Fig. 22a bis c schließlich zeigen eine weitere Ausführungsform einer Tischbefestigungsvorrichtung zur getrennten Arretierung von Stativ b und der Befestigungsvorrichtung selbst, wie dies bereits in Fig. 1 angedeutet wurde. Beim Festziehen einer Spannschraube 151 über einen Exzenterspannhebel 154 wird das Stativ b in der Tischbefestigungsvorrichtung 73 festgezogen und reibschlüssig arretiert. Die Befestigung der Tischbefestigungsvorrichtung 73 an der Tischschiene 71 erfolgt dagegen mit einem unteren Exzenterspannhebel 153. Für den unteren Exzenterspannhebel 153 wird eine Ausführungsform mit umgekehrter Spannrichtung gezeigt. Diese Ausführungsform des unteren Exzenterspannhebels 153 hat gegenüber der in der Gesamtdarstellung von Fig. 1 gezeigten Variante den Vorteil, daß der Exzenter die gesamte Vorrichtung beim Festspannen an die Tischschiene 71 zieht und so zuverlässiger anwendbar ist.

Eine weitere Anwendung einer erfindungsgemäßen Klemmvorrichtung zur reibschlüssigen Arretierung einer translatorisch bewegten Stange und eines Kugelgelenks ergibt sich aus der Fig. 23. Diese Vorrichtung bildet eine neurochirurgische Armstütze, die als spezielle Ausführungsform eines Haltearmsystems anzusehen ist. Prinzipiell kann eine solche Armauflage auch als ein Endeffektor d (vergleiche Fig. 1) mit einer entsprechenden Schnittstelle an einen in Fig. 1 gezeigten Universalhaltearm angekoppelt werden. Die in Fig. 23 gezeigte Ausführungsform berücksichtigt jedoch die speziellen Erfordernisse und entspricht in ihrer Kinematik prinzipiell weitgehend konventionellen, rein mechanisch arbeitenden Stützsystemen.

Auf einer Fußplatte 163 ist ein Klemmkörper 61 mit einem mittels piezoelektrischem Aktuator 1 lösbar oder arretierbaren Kugelgelenk 62 gemäß einer der in den Fig. 2 bis 6 und 9 bis 17 dargestellten Ausführungsformen montiert. An der Kugel ist ein unteres Stativrohr 162 befestigt, in das ein Gewindezapfen 160 eingefügt ist. Auf diesem Gewindezapfen 160 ist ein mittleres Stativrohr 161 aufgeschraubt, in dem der Aktuator 1 montiert ist. Durch zwei um 180° versetzte Seitenschlitze — es können maximal vier um 90° versetzte sein — des mittleren Stativrohrs 161 ragen Arme eines auf den Aktuator 1 montierten Spreizers 159. Auf das geschlitzte Ende des mittleren Stativrohrs 161 ist ferner ein Gegenhalter 158 aufgeschweißt, der definierte keilförmige Anlageflächen (schiefe Ebene) für den Spreizer 159 aufweist. Über den Gegenhalter 158, den Spreizer 159 und das mittlere Stativrohr 161 ist das obere Stativrohr 157 geschoben, welches nach oben von einer Armauflage-schiene 155 abgeschlossen wird. Das obere Stativrohr 157 inklusive Armauflage 155 stützt sich durch eine zentrale Feder 156 gegen den Gegenhalter 158 ab. Bei entspannter Feder 156 ragen das obere und mittlere Stativrohr 157 und 161 noch ineinander. Außerdem können zwei nicht gezeigte Anschlagringe das Auseinandergleiten der beiden Stativrohre verhindern.

Durch Anlegen einer elektrischen Spannung an die Anschlußleitungen des Aktuators dehnt sich der Aktuator 1 aus und drückt die Arme des Spreizers 159 über die schiefen Ebenen des Gegenhalters 158 seitlich gegen die Wand des oberen Stativrohrs 157. Wie gezeigt kann die Wand des oberen Stativrohrs z. B. in diesem Bereich durch ein äußeres Verstärkungsrohr 164 verstärkt sein. Hierbei kommt es in Abhängigkeit von der elektrischen Feldstärke, und der sonstigen schon mehrfach erwähnten Parameter zu einer Verringerung der zwischen Spreizer 159 und oberem Stativrohr 157 wirksamen Reibkräfte und zum Lösen der Klemmvorrichtung.

Die Vorspannung und das Spiel der Vorrichtung können über die Verschraubung des mittleren Stativrohrs 161 mit dem Gewindezapfen 160 eingestellt und durch eine Gegenmutter 15 gesichert werden. Der Spreizer 159 ist symmetrisch gestaltet und weist oberhalb seiner dem Querschnitt des piezoelektrischen Aktuators 1 entspre-

chenden massiven Grundplatte definierte Festkörpergelenke verringerter Biegesteifigkeit auf. Im übrigen kann statt der Grundplatte 163 auch eine Tischbefestigungsvorrichtung vorgesehen sein, wie sie oben beschrieben wurde.

Patentansprüche

1. Klemmvorrichtung zur reibschlüssigen Arretierung eines translatorisch und/oder rotatorisch beweglichen Glieds eines Armsegmentes eines Haltearmsystems, dadurch gekennzeichnet, daß mindestens ein auf einen Abschnitt des Glieds in Reaktion auf ein zugeführtes elektrisches Stellsignal reibschlüssig einwirkender, elektrostriktiver, insbesondere piezoelektrischer, Aktuator (1) so vorgesehen ist, daß er direkt in seiner Ausdehnungsrichtung oder indirekt über Krafrichtungsumlenkmittel auf den genannten Abschnitt einwirkt.
2. Klemmvorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Aktuator (1) als Translator mit linearer Hauptausdehnungsrichtung ausgeführt ist.
3. Klemmvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Aktuator ein Mehrschicht-aktuator ist.
4. Klemmvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Aktuator (1) ein monolithischer Aktuator ist.
5. Klemmvorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein den Aktuator (1) in seiner Hauptausdehnungsrichtung vorspannendes Federelement (7) vorgesehen ist.
6. Klemmvorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Aktuator (1) zwischen zwei mit dem Federelement (7) verbundenen, stirnseitigen Endplatten (6, 6') vorgespannt ist.
7. Klemmvorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß das bewegliche Glied die Kugel (11) eines Kugelgelenks ist und der Aktuator (1) außerhalb der Kugel (11) so vorgesehen ist, daß er mit einer beweglichen Endplatte (6) direkt oder indirekt auf die Außenoberfläche der Kugel (11) einwirkt.
8. Klemmvorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Ausdehnungsrichtung des Aktuators (1) das Zentrum der Kugel (11) schneidet.
9. Klemmvorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 6 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die genannte bewegliche Endplatte (6) des piezoelektrischen Aktuators (1) mit ihrer der Kugel zugewandten Fläche über eine Anpreßplatte (14) auf die Kugelaußenoberfläche einwirkt.
10. Klemmvorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß das bewegliche Glied eine rotierende Welle (24) ist und der Aktuator (1) in Reaktion auf das elektrische Stellsignal mit seiner beweglichen Endplatte (6) direkt oder über eine Anpreßplatte (14) auf die periphere Oberfläche der Welle einwirkt.
11. Klemmvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß das bewegliche Glied eine linear bewegliche Stange (26) ist und wenigstens ein piezoelektrischer Aktuator (1) vorgesehen ist, der mit seiner beweglichen Endplatte (6) über eine Anpreßplatte (14) auf eine Außenoberfläche der Stange einwirkt.
12. Klemmvorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß zwei einander gegenüberliegende piezoelektrische Aktuatoren (1, 1') so vorgesehen sind, daß sie über jeweils eine Anpreßplatte (14) mit ihren beweglichen Endplatten (6) an gegenüberliegenden Abschnitten der Stange angreifen.
13. Klemmvorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Ausdehnungsrichtungen der beiden Aktuatoren (1, 1') entgegengesetzt und kollinear sind.
14. Klemmvorrichtung nach einem oder mehreren der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der piezoelektrische Aktuator folgende Zustände abhängig von einer zugeführten Stellspannung U_s annehmen kann:

"Verkürzt": $U_s = -0,2 \quad U_n = "-1"$

"Spannungsfrei": $U_s = \quad \quad 0 = "0"$

"Ausgedehnt": $U_s = \quad \quad U_n = "1"$

"Variabel": $-0,2 \quad U_n < U_s < U_n = "2"$

wobei U_n die Nennspannung des Aktuators angibt, bei der er seinen maximal ausgedehnten Zustand annimmt.

15. Armsegment für ein Haltearmsystem, insbesondere zum Halten chirurgischer Instrumente, gekennzeichnet durch eine Klemmvorrichtung nach einem oder mehreren der vorangehenden Ansprüche.
16. Armsegment nach Anspruch 15, das ein arretierbares Kugelgelenk bildet und aufweist:

- a) eine einseitig zur Kugel (11) des Kugelgelenks für Druckwirkung offene Containerhülse (16), die den piezoelektrischen Aktuator (1) beinhaltet;
- b) eine am offenen Ende der Containerhülse (16) axial bewegliche Anpreßplatte (14), die von der beweglichen Endplatte (6) des Aktuators (1) in dessen Ausdehnungsrichtung bewegbar ist;
- c) eine mit der Containerhülse (16) fest verbundene, starre Kugelgelenkhülse (13), die an ihrem Innenwandabschnitt einen Kugelsitz aufweist;

- d) eine zwischen der Anpreßplatte (14) und dem Kugelsitz liegende Kugel (11) des Kugelgelenks;
 e) zwei Verbindungsstücke (12, 12'), die jeweils mit der Kugel (11) und der Containerhülse (16) verbunden sind, wobei die Kugel (11) mit ihrem Verbindungsstück (12) in nicht arretiertem Zustand drehbar und in einem durch den Kugelsitz, die Kugelgelenkhülse (23) und die Form und Größe des an der Kugel sitzenden Verbindungsstücks (12) definierten Raumwinkel schwenkbar und mittels des vom piezoelektrischen Aktuator (1) bewirkten und über die Anpreßplatte (14) übertragenen Reibschlusses in ihrer Rotations- und Schwenkbewegung arretierbar ist.
17. Armsegment nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Containerhülse (16) mit der Kugelgelenkhülse (13) mittels einer drehgesicherten Verschraubung verbunden ist.
18. Armsegment nach Anspruch 15, das ein Kugelgelenk in Kombination mit einem Drehgelenk bildet, das gekennzeichnet ist durch:
- die Merkmale a), b), d) und e) von Anspruch 16 und zusätzlich durch:
 - eine Kugelgelenkhülse (13), die zwei um 180° gegeneinander versetzte Seitenkerben (21) hat, über das Drehgelenk drehbar an der Containerhülse (16) gelagert ist und einen an ihrem Innenwandabschnitt ausgebildeten Kugelsitz aufweist, wobei
 - die Seitenkerben derart gestaltet sind, daß das an der Kugel (11) sitzende Verbindungsstück (12) leichtgängig in jede der Seitenkerben (21) bei nicht aktiviertem Zustand des Aktuators bringbar ist und
 - das Drehgelenk durch eine auf der zylindrischen Außenwand der Containerhülse (16) drehbar gelagerte Hülse (18) und einen an der kugelseitigen Stirnseite dieser Hülse anliegenden Außenkragen der Containerhülse (16) gebildet ist, so daß auf das Kugelgelenk und auf das Drehgelenk in Reaktion auf eine Aktivierung des Aktuators ein Reibmoment übertragen wird, das eine Arretierung der Bewegung beider Gelenke herbeiführt.
19. Armsegment nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß Drehbegrenzungsmittel (19a, 19b) zur Begrenzung des Drehwinkels zwischen Containerhülse (16) und Kugelgelenkhülse (13) vorgesehen sind.
20. Armsegment nach Anspruch 16, 18 oder 19, dadurch gekennzeichnet, daß die Verbindungsstücke (12, 12') jeweils mit der Kugel (11) und dem Boden der Containerhülse (16) integrale Teile bilden.
21. Armsegment nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß die Verbindungsstücke (12, 12') lineare Stangen sind.
22. Armsegment nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest eines der Verbindungsstücke (12, 12') abgewinkelt ist.
23. Armsegment nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß der Winkel der Abwinkelung 45° beträgt.
24. Armsegment nach einem oder mehreren der Ansprüche 16 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß im Bereich des Bodens der Containerhülse (16) wenigstens eine Kabeldurchführung für Zuleitungen zum Aktuator vorgesehen ist.
25. Armsegment nach einem oder mehreren der Ansprüche 15 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß die Kugel (11) hohl ist oder eine zentrale Durchgangsbohrung hat, so daß koaxiale Öffnungen in Richtung zum zugehörigen Verbindungsstück (12) und in der entgegengesetzten Richtung gebildet sind und daß beide Verbindungsstücke (12, 12') hohle Stangen sind.
26. Armsegment nach einem der Ansprüche 15 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß die Kugel (11) eine koaxiale Durchgangsbohrung aufweist, die sich an dem dem zugehörigen Verbindungsstück (12) entgegengesetzten Ende konisch aufweitet.
27. Armsegment nach einem der Ansprüche 15 bis 26, dadurch gekennzeichnet, daß Mittel (33, 34) zur Begrenzung der Rotation der Kugel (11) um eine durch die Kugelachse und die durch die Achse des zugehörigen Verbindungsstücks definierte Hauptachse vorgesehen sind.
28. Armsegment nach einem oder mehreren der Ansprüche 15 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß die Kugel (11) in einer durch ihre Achse und die Achse des Verbindungsstücks (Kugelgelenkhauptachse) definierten Ebene eine umlaufende Außennut (29) aufweist, daß der Kugelsitz durch eine Lagerschale (11) gebildet ist, die an der Innenwand der Kugelhülse (35) fixiert ist und die Kugel (11) drehbar in der Lagerschale (31) gelagert ist, daß koaxial zur Achse des Kugelsitzes ein in einer Nut im Kugelsitz drehbar geführter Verdrehsicherungsring (32) angeordnet ist, der radial am Umfang der Kugel (11) gelagert ist, und daß der Verdrehsicherungsring (32) zwei radiale, gegeneinander um 180° versetzte Mitnahmestifte (37) aufweist, deren gemeinsame Achse durch das Zentrum der Kugel (11) geht, wodurch die Drehung des Verdrehsicherungsringes (32) um die Achse des Kugelsitzes an die entsprechende Drehung der Kugel (11) um diese Achse gekoppelt und die Drehung um die Kugelgelenkhauptachse durch einen im Verdrehsicherungsring vorgesehenen Verdrehsicherungsstift (33) in Kombination mit einem Anschlagstift (34) in der Lagerschale (31) begrenzt wird.
29. Armsegment nach Anspruch 15, das ein aktiv arretierbares und freigebbares Kugelgelenk bildet, gekennzeichnet durch einen mit einem Festkörpergelenk versehenen Klemmkörper mit Klemmbacken zum Arretieren/Freigeben einer darin gelagerten Kugel des Kugelgelenks, wobei der Aktuator auf das Festkörpergelenk des Klemmkörpers so einwirkt, daß bei angelegtem Stellsignal die Kugel zwischen den Klemmbacken reibschlüssig geklemmt bzw. die Klemmwirkung des Klemmkörpers aufgehoben wird.
30. Armsegment nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, daß im Falle des aktiv arretierbaren Kugelgelenks der Aktuator auf der der Kugel entgegengesetzten Seite des Festkörpergelenks angreift.
31. Armsegment nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, daß der Aktuator im Falle des aktiv freigebbaren Kugelgelenks kugelseitig des Festkörpergelenks angreift.
32. Armsegment nach einem der Ansprüche 29 bis 31, dadurch gekennzeichnet, daß die Hauptausdehnungsrichtung des Aktuators senkrecht zu einer durch die Längsachse des Klemmkörpers und das Kugelzentrum gehenden Achse steht.

33. Armsegment nach Anspruch 31, dadurch gekennzeichnet, daß auf der dem Aktuator entgegengesetzten Seite des Festkörpergelenks Federmittel vorgesehen sind, die eine passive Klemmkraft erzeugen.

34. Haltearmsystem insbesondere zum Halten chirurgischer Instrumente am Operationstisch, gekennzeichnet durch die Verwendung eines oder mehrerer Armsegmente gemäß mindestens einem der Ansprüche 15 bis 33.

35. Vorrichtung zur Befestigung eines Haltearmsystemes nach Anspruch 34 bzw. eines Statives zum Halten des Haltearmsystems an einer Tischschiene eines Operationstisches dadurch gekennzeichnet, daß eine Handüberwurfmutter (133) zur gleichzeitigen Befestigung einer Tischbefestigungsvorrichtung (73) als auch des Statives (b) relativ zur Tischbefestigungsvorrichtung (73) vorgesehen ist.

36. Vorrichtung nach Anspruch 35, dadurch gekennzeichnet, daß ein Unterriegel (137) zum Anpressen der Tischbefestigungsvorrichtung (73) gegen eine Tischschiene (71) des Operationstisches vorgesehen ist.

37. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 35 und 36, dadurch gekennzeichnet, daß die Handüberwurfmutter (133) Bohrungen (139) zur Aufnahme einer Verlängerungshülse (140) aufweist.

38. Vorrichtung nach Anspruch 37, dadurch gekennzeichnet, daß die Verlängerungshülse (140) eine Ringnut (143) zur Aufnahme eines sterilen Operationsabdecktuches (144) aufweist.

Hierzu 18 Seite(n) Zeichnungen

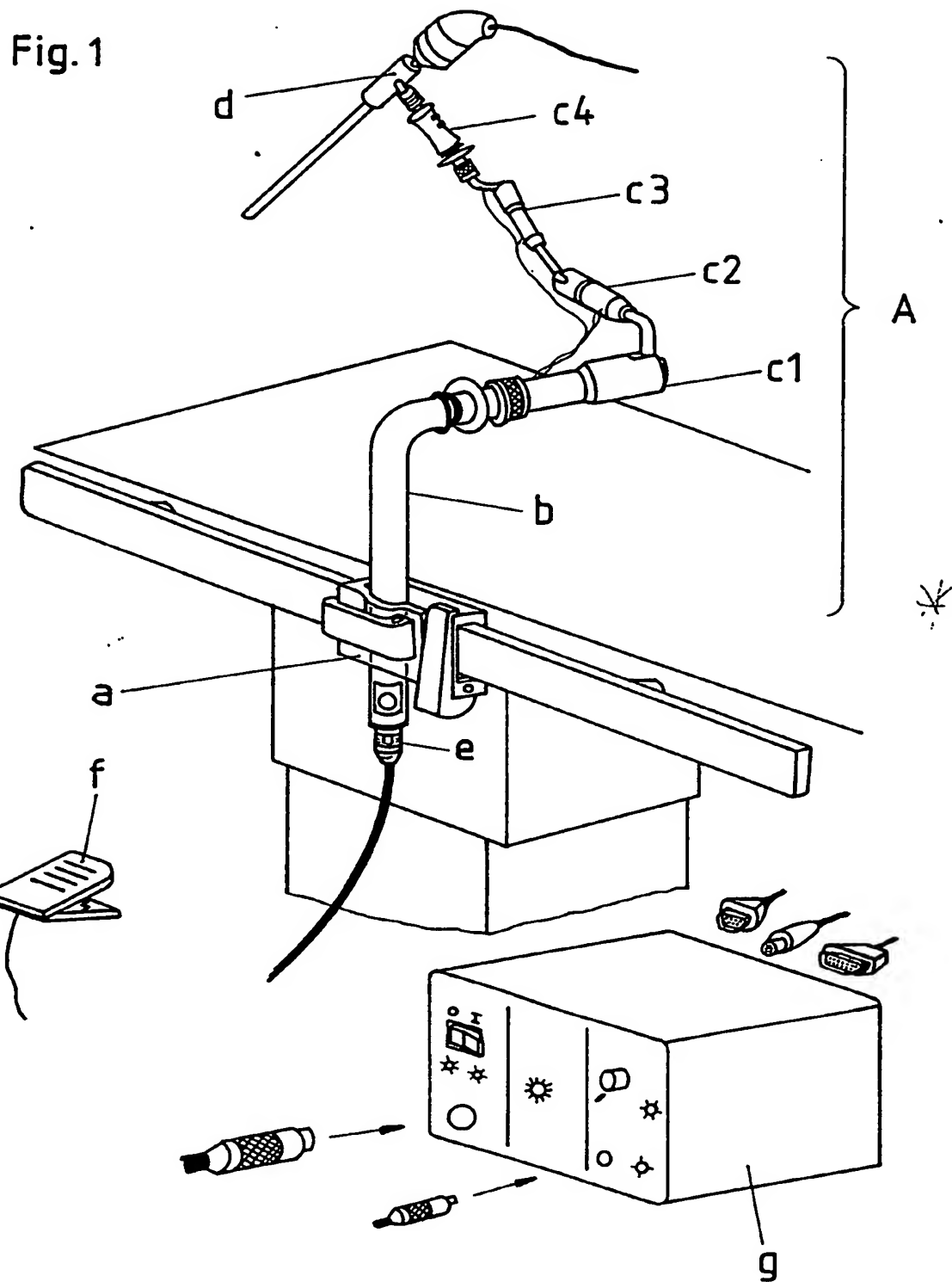


Fig. 2a

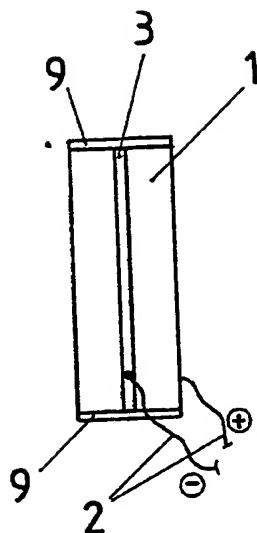


Fig. 2b

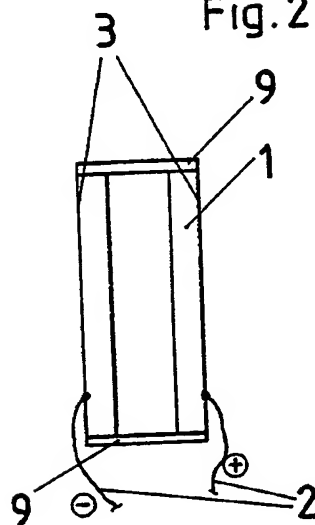
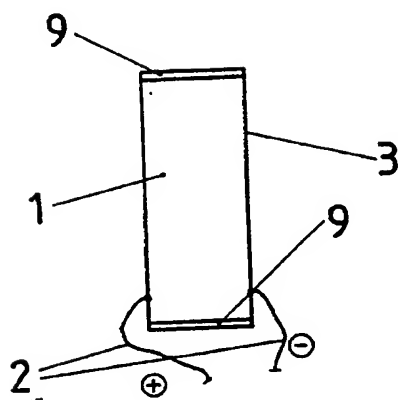


Fig. 2c



Ersatzbild : -

Fig. 2e

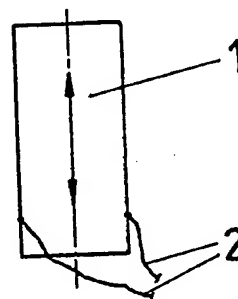


Fig. 2d

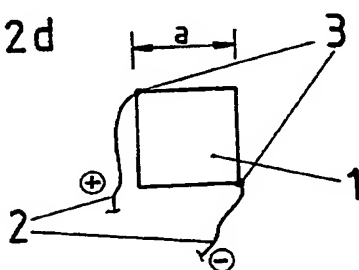


Fig. 2 f

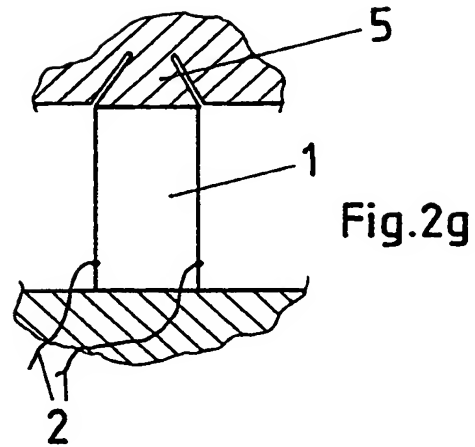
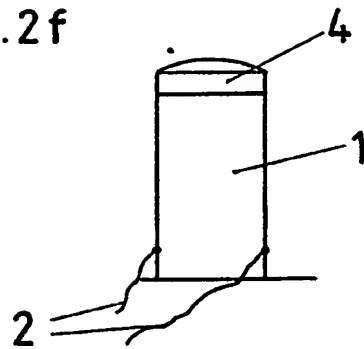


Fig. 3 a

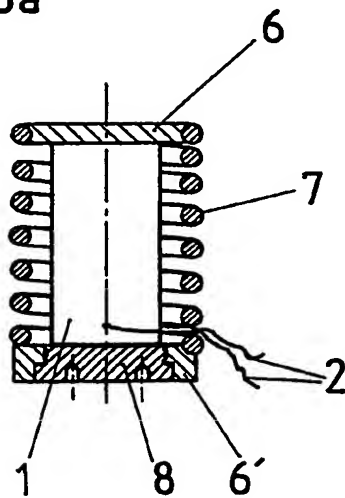


Fig. 3 b

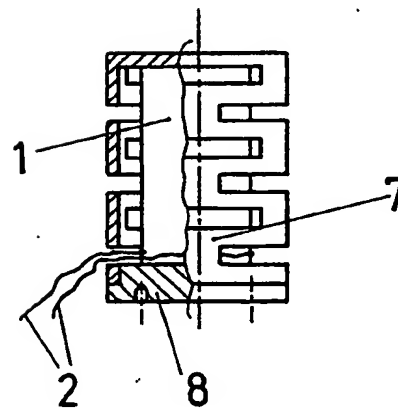


Fig. 4a

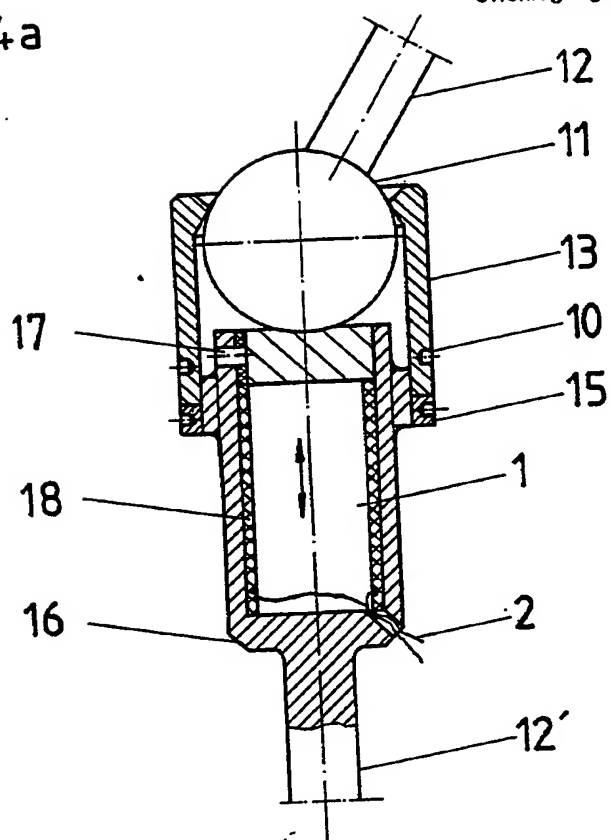
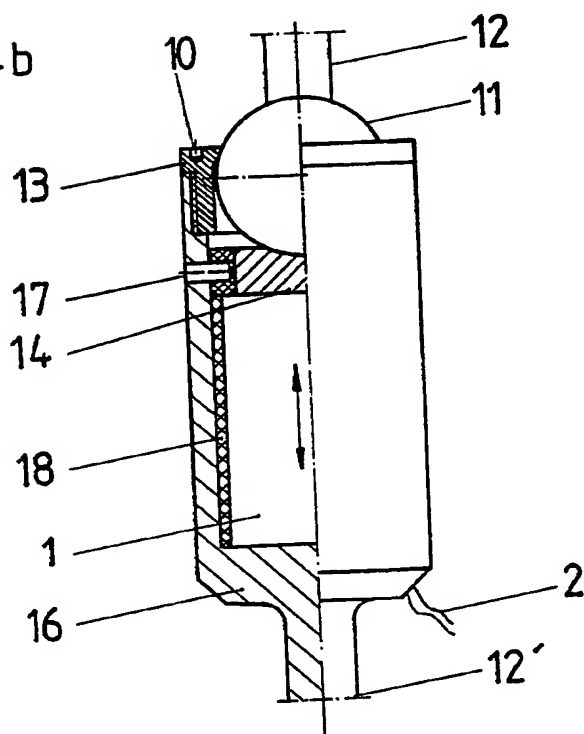


Fig. 4b



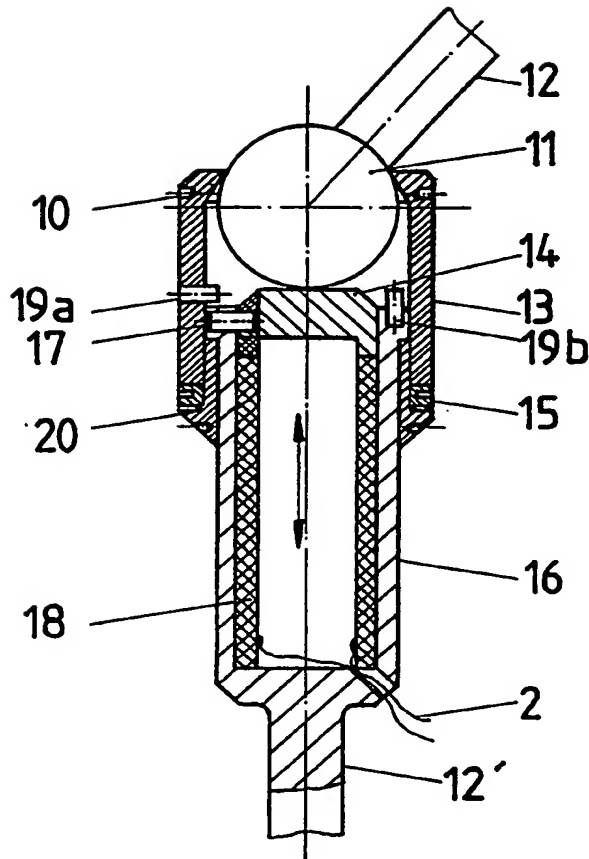


Fig. 5a

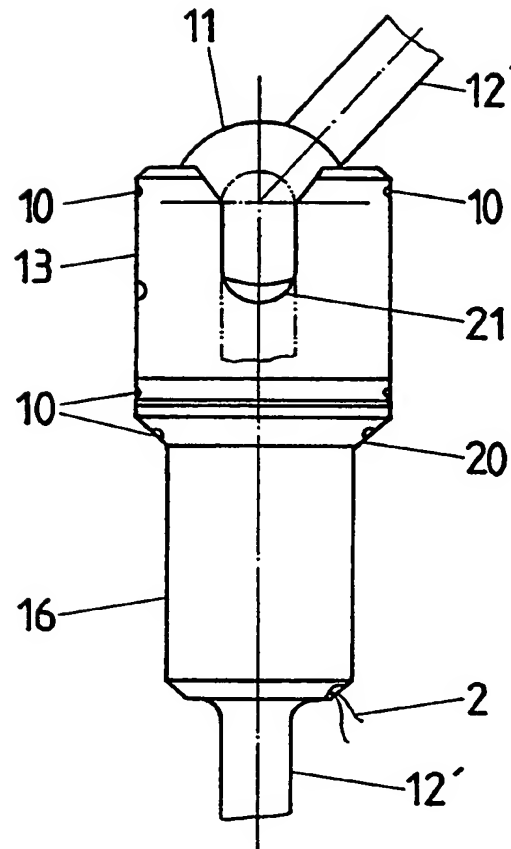


Fig. 5b

Fig. 6

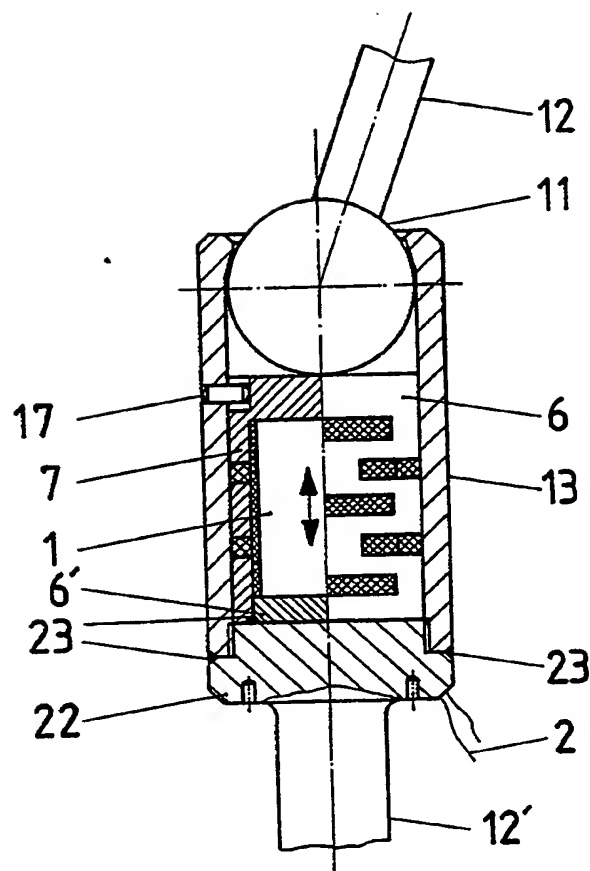
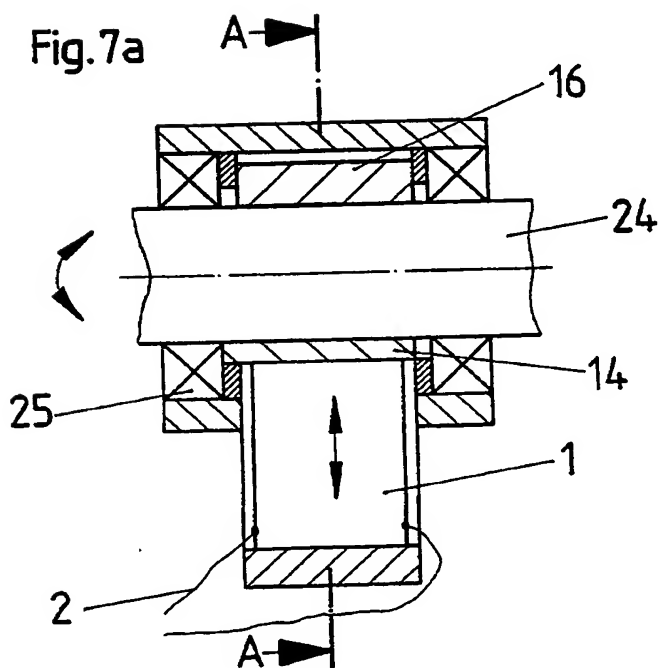
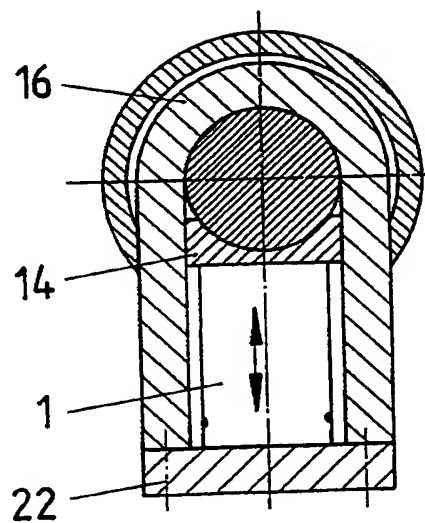


Fig. 7a



A-A

Fig. 7 b



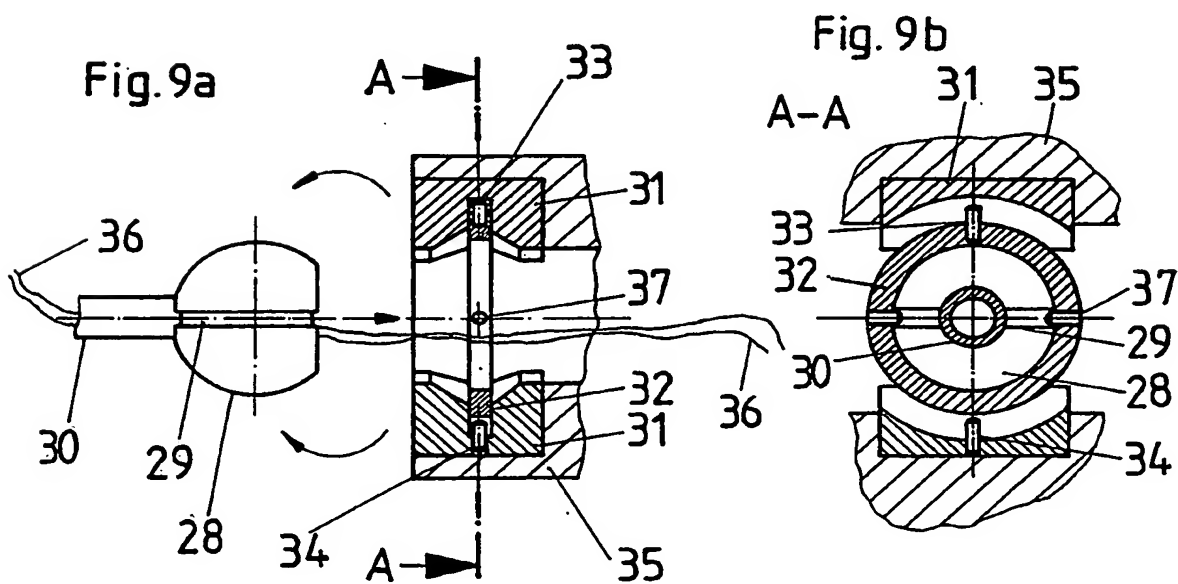
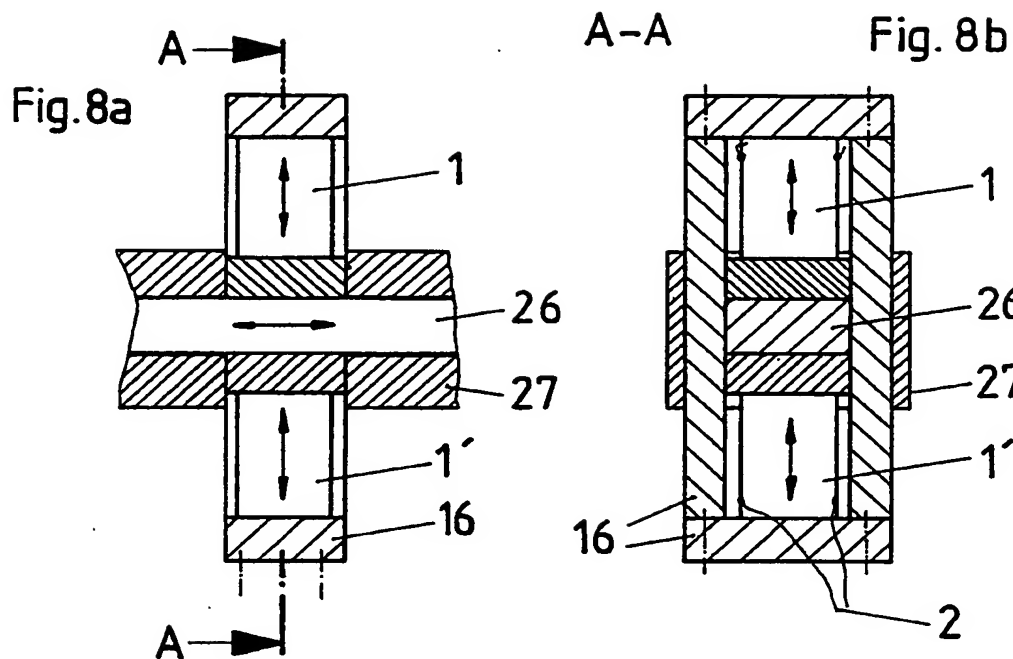


Fig.10

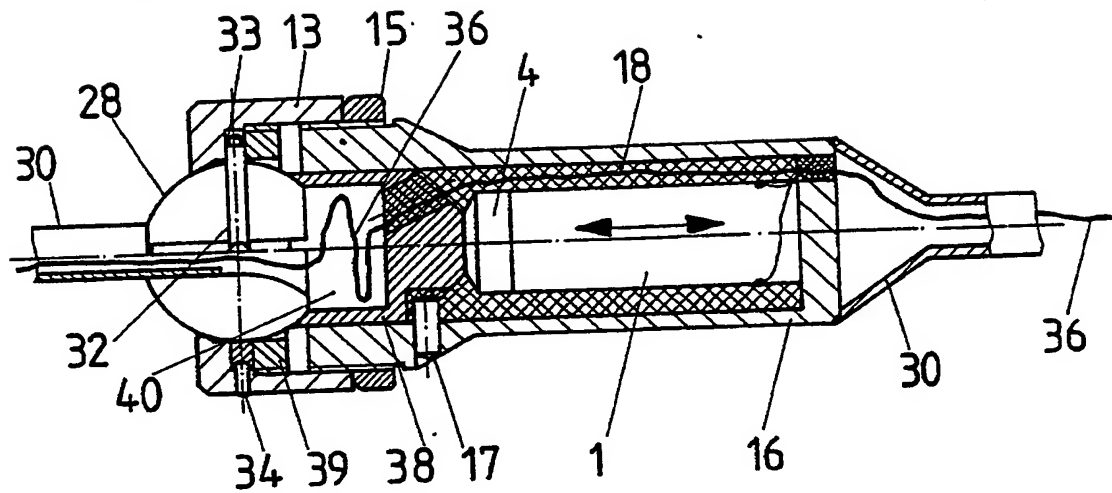
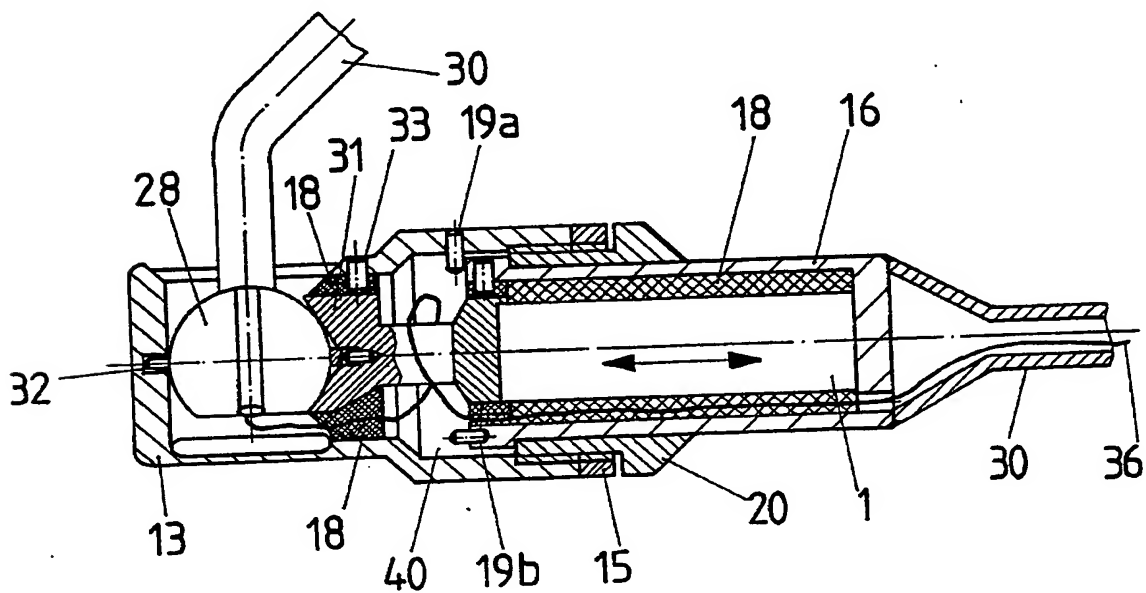


Fig.11



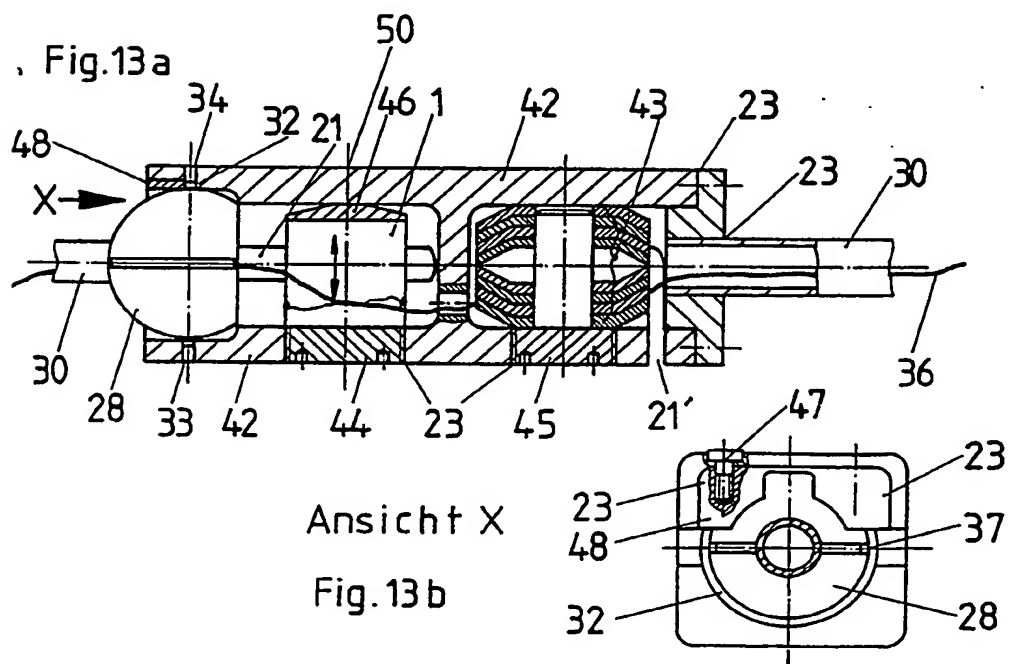
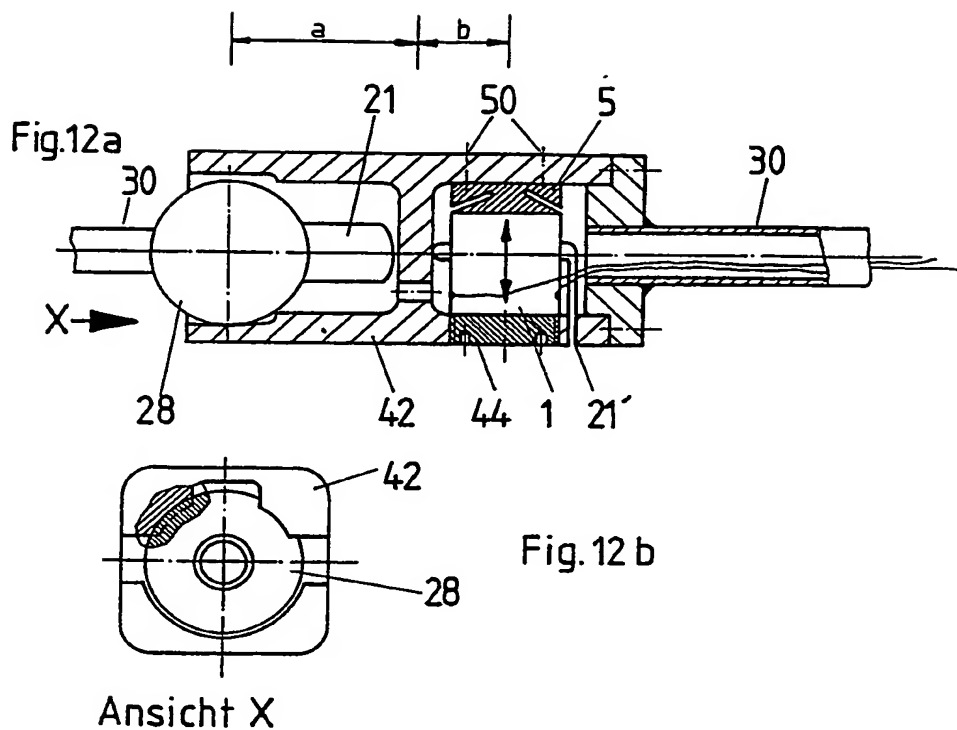


Fig. 14

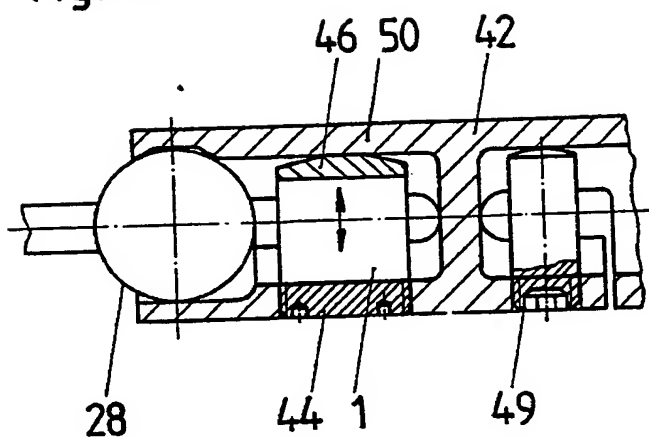


Fig. 15

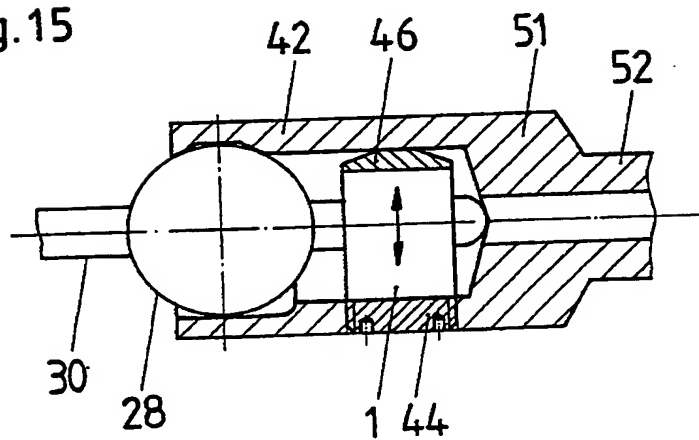


Fig. 16

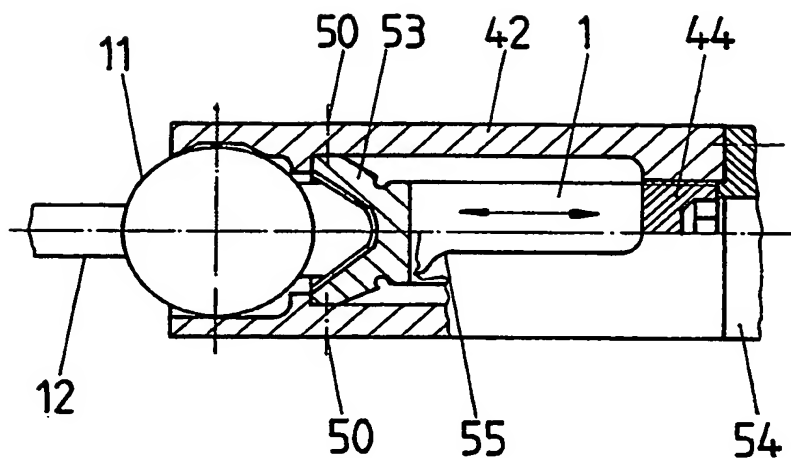


Fig. 17a

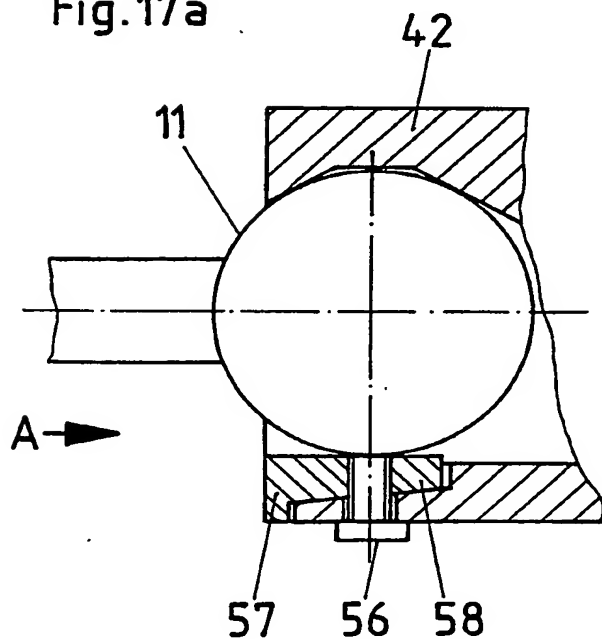
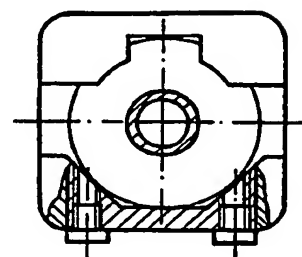


Fig. 17b



Ansicht A

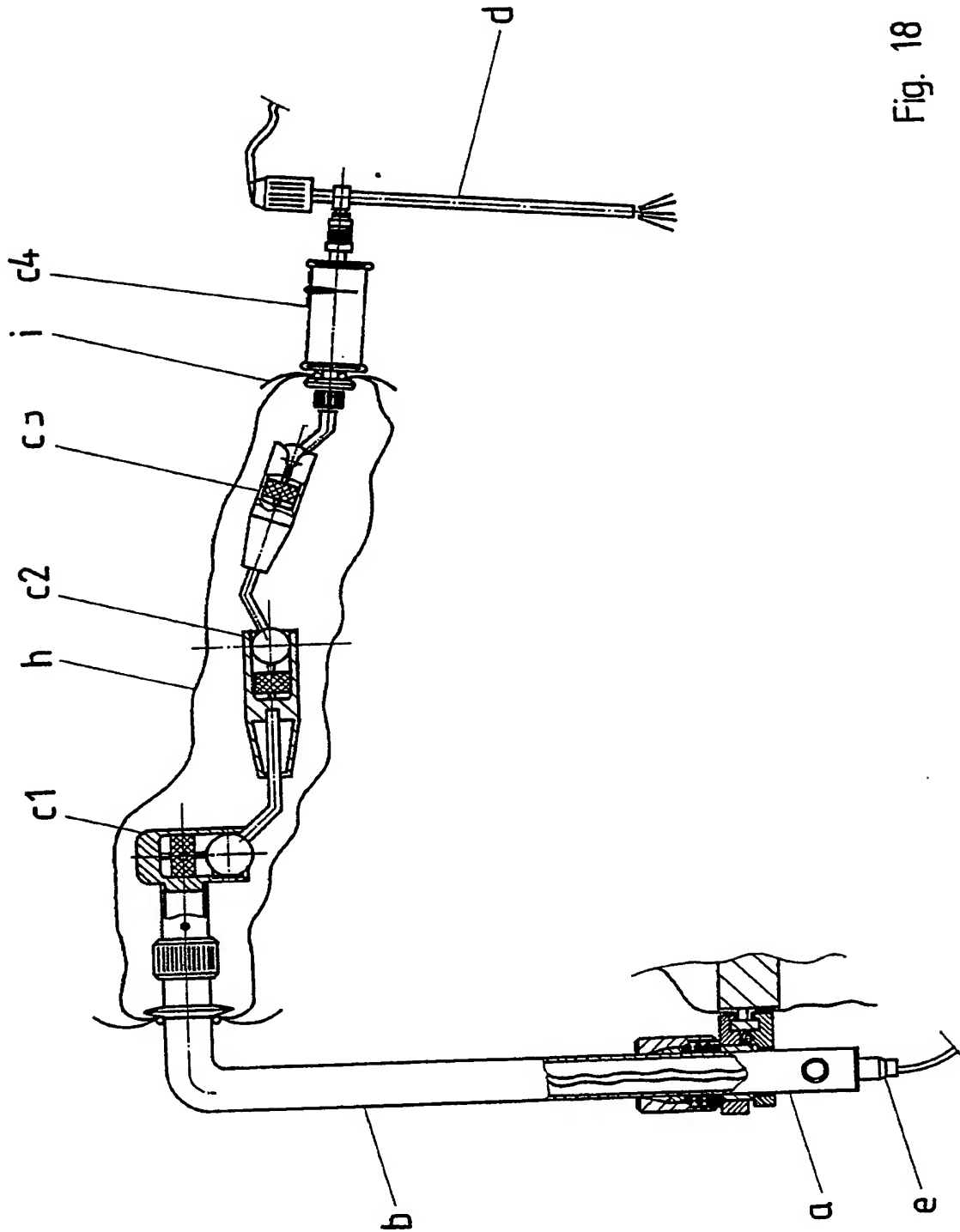
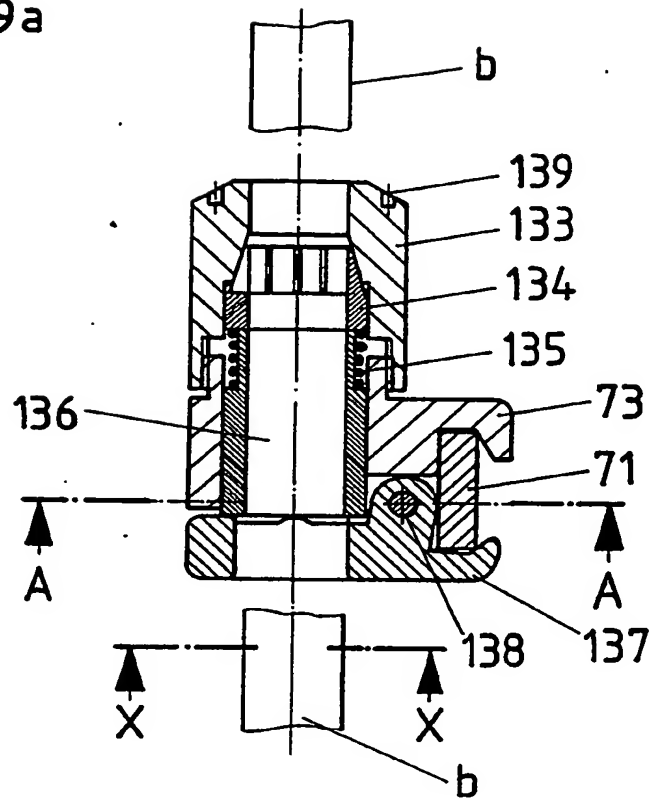


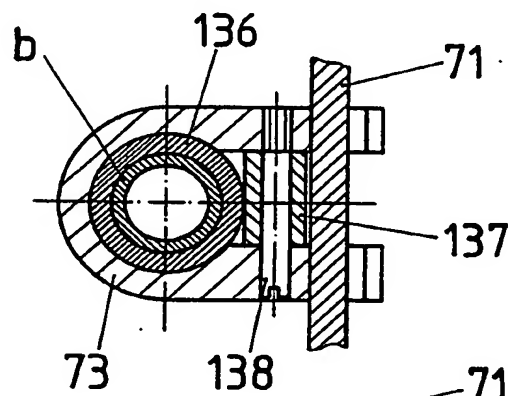
Fig. 18

Fig.19a



A-A

Fig.19b



X-X

Fig.19c

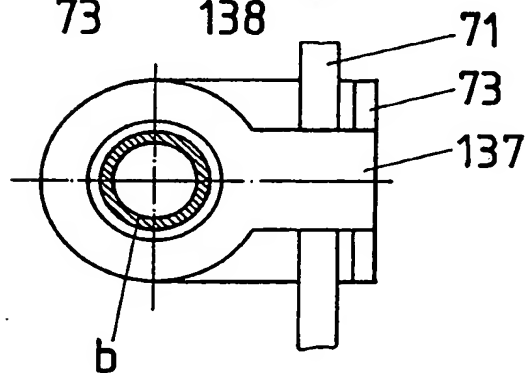


Fig. 19d

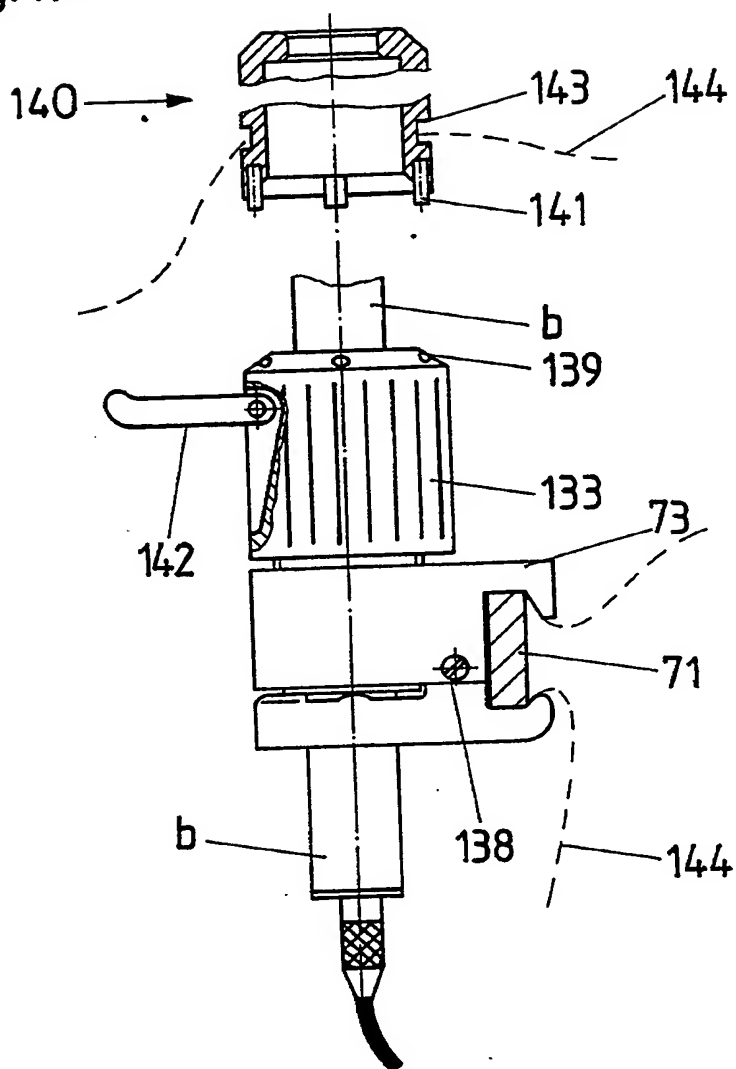


Fig. 20

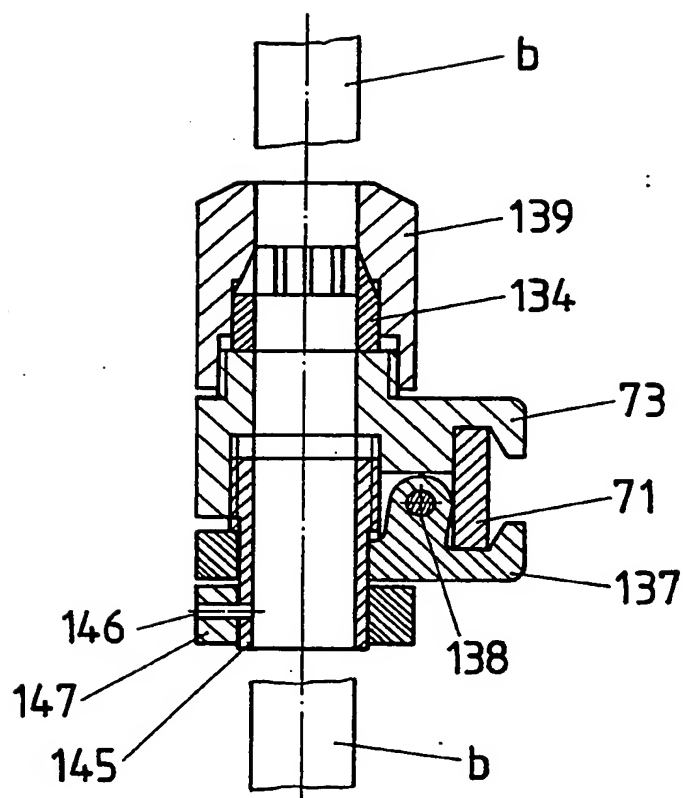


Fig. 21a

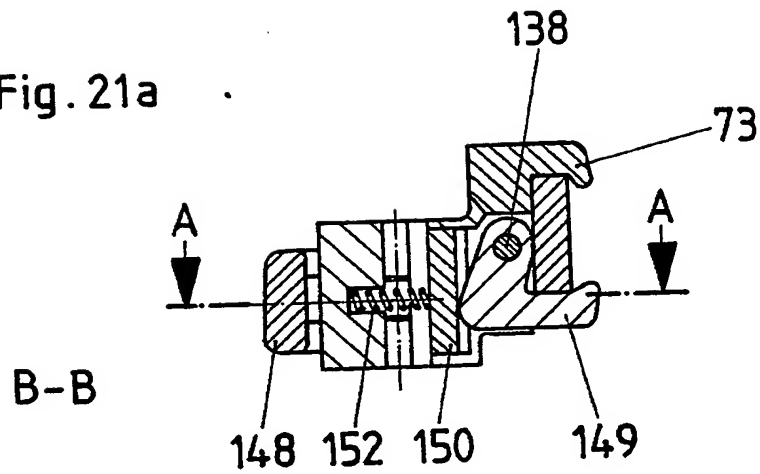


Fig. 21b

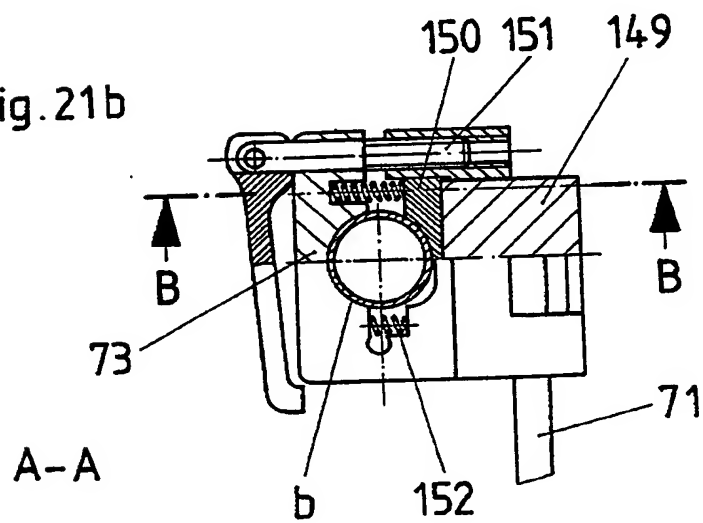


Fig. 22 a

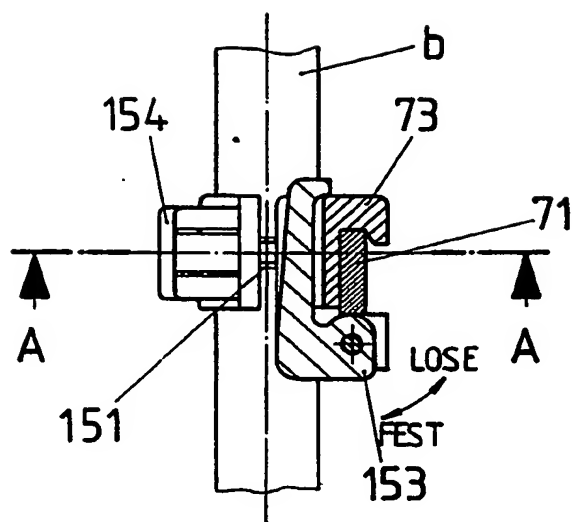


Fig. 22 c

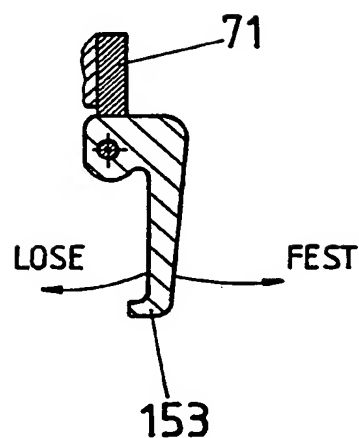


Fig. 22 b

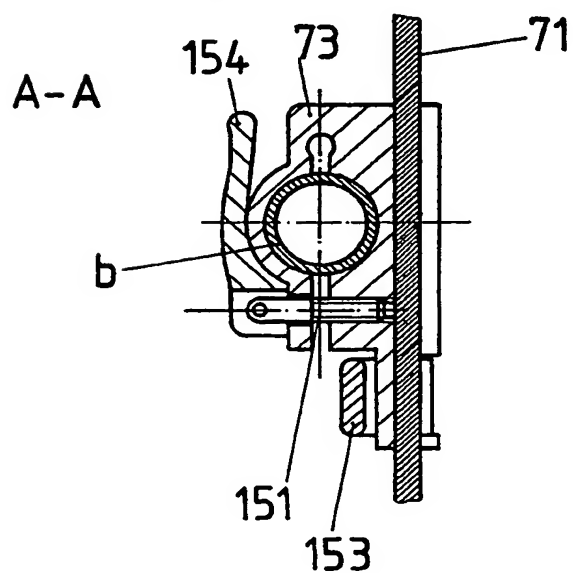


Fig. 23

